

THESIS

MUNICH

1967

DAS OBERE FEMURENDE BEIM SPASTIKER

EINE ANALYSE DER AUF DIE FORMFAKTOREN DES
OBEREN FEMURENDES EINWIRKENDEN MUSKELKRÄFTE
ANHAND EINES MODELLVERSUCHS

CHRISTOPH BURGES

MÜNCHEN 1967

LANE MEDICAL LIBRARY OF
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR
PALO ALTO, CALIFORNIA



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Orthopädischen Poliklinik der Universität München

Direktor: Prof.Dr. Max Lange

DAS OBERE FEMURENDE BEIM SPASTIKER

Eine Analyse der auf die Formfaktoren des oberen Femurendes
einwirkenden Muskelkräfte anhand eines Modellversuchs

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Christoph Burges

aus

München

München 1967

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Priv.Do. Dr. Albert GÖB
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Max LANGE
Dekan:	Prof. Dr. M. Kiese
Tag der mündlichen Prüfung:	18. 4. 1967

Meinen Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
A. EINLEITUNG	1
B. DIE VERÄNDERUNGEN DES OBEREN FEMURENDES BEIM SPASTIKER IN DER LITERATUR	5
I. HÜFTLUXATION	5
II. COXA VALGA	7
III. ANTETORSION	10
IV. INNENROTATION	14
V. OPERATIVE MASSNAHMEN ZUR BESEITIGUNG VON FEHLSTELLUNGEN DES HÜFT - UND KNIE= GELENKES BEIM SPASTIKER IN DER LITERATUR	26
a. NEUROCHIRURGISCHE OPERATIONEN	26
b. OPERATIONEN AN KNOCHEN, SEHNEN UND MUSKELN	27
C. EIGENE UNTERSUCHUNGEN	32
I. PROBLEMSTELLUNG	32
II. VERSUCHSANORDNUNG	33
III. EICHUNG DER AUFNEHMER	43
IV. DIE MESSUNG	44
V. UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE	46
D. BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE ANHAND DER LITERATUR	59
E. ZUSAMMENFASSUNG	63
F. LITERATURVERZEICHNIS	65

A. EINLEITUNG

Obwohl seit langem bekannt, ist das Krankheitsbild der zerebralen Kinderlähmung erst in den letzten 15 Jahren in den Vordergrund des ärztlichen Interesses gerückt. Während man früher im großen Ganzen eine gezielte und konsequente Therapie für wenig erfolgreich hielt, hat man nun erkannt, daß dieses Krankheitsbild gute Ansatzmöglichkeiten für eine erfolgreiche Behandlung bietet.

Daß die konsequente Behandlung spastisch Gelähmter eine große soziale Aufgabe darstellt, mag bereits aus der Statistik zu erkennen sein, wenn man erfährt, daß man etwa in 0,05 bis 0,4% der Geburten eine spastische Lähmung erwarten muß. In der Bundesrepublik Deutschland rechnet man mit schätzungsweise 65 000 Spastikern, unter welchen sich 21 000 Kinder unter 14 Jahren befinden. Man nimmt an, daß jährlich etwa 1500 Spastiker in der Bundesrepublik geboren werden.

Nun sind in diesen Zahlen auch jene Fälle enthalten, deren körperliche Behinderung so gering ist, daß sie keiner wesentlichen Behandlung bedürfen.

Unter dem Begriff der " zerebralen Kinderlähmung " verbergen sich verschiedene Krankheitsbilder, welchen gemeinsam ist, daß es sich um stationäre Endzustände handelt, die durch Schädigungen des zentralen Nervensystems während der Entwicklung und Reifung entstanden sind. (HALLERVORDEN)

Durch unterschiedliche Genese, Ätiologie, Lokalisation des Schadens und unterschiedliches klinisches Erscheinungsbild lassen sich diese Krankheitsbilder voneinander trennen.

Grundsätzlich lassen sich 3 Typen aufstellen:

- 1.) Spastiker
- 2.) Athethotiker
- 3.) Ataktiker

50% der Zerebralgelähmten sind Spastiker, die man an der Starre ihrer Glieder erkennt. Je nach Lage und Ausdehnung des Schadens an der Hirnrinde ist eine Hemiplegie, eine Diplegie, eine Tetraplegie oder eine Monoplegie zu unterscheiden.

Die unkoordinierte Bewegungsstörung des Athethotikers, die den ganzen Körper beherrscht und durch Erregung excessiv gesteigert werden kann, beruht auf einer Schädigung der Basalganglien. Man findet sie bei 25% der Zerebralgelähmten.

Etwa bei 7% finden wir eine Schädigung des Kleinhirns, was zur Gleichgewichtsstörung und damit zum torkelnden Gang des Ataktikers führt.

Im übrigen finden wir Mischformen.

Für eine aussichtsreiche Behandlung ist jedoch nicht nur die aus dem Hirnschaden resultierende körperliche Behinderung maßgebend. Wesentlich ist der von der Schwere der körperlichen Behinderung unabhängige

Schaden an geistiger Entwicklungsmöglichkeit. Der Erfolg sowohl konservativer wie operativer Maßnahmen ist entscheidend abhängig von der Schwere des Intelligenzschadens.

Etwa 35% der zerebral Gelähmten weisen keine,
15% eine leichte,
25% eine mittelschwere,
25% eine schwere Schädigung der geistigen Entwicklung auf.

Die Behandlung des zerebral Gelähmten muß möglichst frühzeitig begonnen werden, das heißt, möglichst im ersten Lebensjahr, denn nur bis zum 5. - 6. Lebensjahr kann das Gehirn auf Grund noch vorhandener Reifungsmöglichkeiten über archaische Bahnen Bewegungsmuster ausbauen und vielgestaltige Synergien ausbilden und auch entsprechend vorhandene Koppelungen wieder trennen, um Einzel- und auch Feinbewegungen auszuführen (GÖB) .

An erster Stelle steht die krankengymnastische Übungsbehandlung, die, von der normalen Entwicklung des Kindes ausgehend, die Entwicklungsstufen vom Fixieren mit den Augen, über Kopfheben, Kopfdrehen, Greifen, Aufrichten, Sitzen, Kriechen, Stehen und Gehen von der Peripherie her derart einübt, daß entsprechende Bewegungsmuster durch ein ständiges Ausführen der Bewegungen dem Hirn oder den Ersatzbahnen eingeschliffen werden (PHELPS) .

Neben die krankengymnastische Behandlung tritt die Versorgung mit orthopädischen Hilfsmitteln, insbesondere mit Schienen und Apparaten, um Kontrakturen zu vermeiden.

Kommt es durch starke Spastik oder mangelnde konservative Behandlung zur Kontraktur, so muß man durch operative Maßnahmen die bestehenden Fehlstellungen beseitigen, indem man die spastischen Muskeln entspannt bzw. durch entsprechende Verlängerung oder Verlagerung von Sehnen und Muskeln oder durch Osteotomien innerhalb einer Funktionseinheit das Gleichgewicht zwischen Agonisten und Antagonisten wieder herstellt.

Ein besonderes Problem stellen hier die Kontrakturen im Hüftgelenk. Einerseits sind diese mit teils erheblichen Formveränderungen am coxalen Femurende kombiniert, andererseits wirken sie sich derart ungünstig auf die Statik aus, daß der Patient kaum in der Lage ist, aufrecht zu stehen oder zu gehen. Bei gebeugtem und meist noch adduziertem und innenrotiertem Hüftgelenk kommt es zu einer Schwerpunktsverlagerung, die zu einer Kniebeugung führt. Diese wiederum hat eine vermehrte Spitzfußstellung zur Folge.

Die Berücksichtigung der Tatsache, daß eine enge Wechselbeziehung zwischen den Kontrakturen des Hüft, - Knie - und Sprunggelenks besteht, ist eine wesentliche Voraussetzung für unsere Versuche gewesen.

B. DIE VERÄNDERUNGEN DES OBEREN FEMURENDES BEIM SPASTIKER IN DER LITERATUR

Es ist bekannt, daß bei Spastikern eine pathologische Stellung des coxalen Femurendes - coxa valga, coxa antetorsa, über die Subluxation bis zur vollständigen Hüftluxation - sehr häufig beobachtet wird.

I. HÜFTLUXATION

Die erste Beschreibung einer kompletten Hüftluxation, allerdings bei einer spastischen Parese eines Spondylitikers, dürfte von LORENZ stammen.

In erheblichem Umfang fanden WOLLENBERG, sowie GAUGELE, KÜNNE und WEBER bei ihren spastisch gelähmten Patienten pathologisch veränderte Hüftgelenke von der beginnenden bis zur vollständigen Hüftluxation. Des weiteren haben sich HAGLUND, WAMBSTAL, ^ESINVERSKIÖLD, RÜDERER u.a. eingehend mit spastisch bedingten Fällen von Hüftluxation bzw. Subluxationen auseinandergesetzt.

In der neueren Literatur finden sich mehrere große Sammelstatistiken hierüber: GHERLINZONI, MATHEWS, sowie TACHDJIAN und MINEAR fanden an insgesamt 2300 Fällen von Zerebralparese bei 1,0 bis 2,7% der Fälle Subluxationen und bei 1,1 bis 3,6% der Fälle vollständige Hüftluxationen. GÖB fand bei 830 Patienten 40 Patienten mit Hüftluxation, also 5%, allgemein darf man wohl etwa 4% Luxationen bzw. Subluxationen annehmen. Neben der stets vorhandenen stärkeren Coxa valga scheint vor allem die außerdem

bestehende vermehrte Antetorsion des coxalen Femurendes hierfür verantwortlich zu sein.

Als Ursache hierfür wird ein Überwiegen der Adduktoren und Innenrotatoren über die Abduktoren und Außenrotatoren genannt (LINDEMANN, THOM, FRANCILLON, H. MAU (a), M.E.MÜLLER, GÖB) .

Unter den Faktoren, die zur Luxation führen, sind die Muskelspasmen, Fehlstellungen des Femur infolge von Kontrakturen, besonders die Beuge - Anspreiz - Innendrehstellung des Femur und, als Vorstufe der spastischen Luxation, eine Coxa valga et antetorsa zu nennen (LINDEMANN, BOHNE) .

H.MAU äußert die Ansicht, je stärker der Spasmus, umso erheblicher ist auch die Luxationstendenz. Dagegen meinte WEBER, daß der Spasmus das normale Wachstum nur in indirekter Weise beeinträchtigt, und zwar durch " Funktionsausfall und dadurch, daß Kopf und Pfanne infolge der Muskelspannung dauernd in pathologischer Stellung gehalten werden."

Dem Fehlen einer tiefen Kopfeinstellung und ungenügenden Beinbewegungen schreibt MAU eine wesentliche Bedeutung bei der Entstehung spastischer Deformitäten zu. In erster Linie seien es die Adduktoren, welche beim Little - Patienten das Übergewicht über ihre Antagonisten , die kleinen pelvitrochanteren Muskeln, bekommen. Letztere seien z.T. praktisch geradezu paretisch. Er stellt fest, daß häufig auch die Hüftflexoren und Innenrotatoren

vermehrt spastisch und geschrumpft sind, wodurch das betreffende Bein in zunehmende Anspreiz - Beuge - und Innenrotationsstellung kommt. Bei spastischen Lähmungen komme es weitaus am häufigsten zu einer Subluxation oder Luxatio iliaca.

II. COXA VALGA

Die Coxa valga wird als Vorstufe einer spastischen Luxation angesehen. Um die Ätiologie der Coxa valga haben sich BRAGARD, BRANDES, HACKENBROCH, HAGLUND, F.LANGE, LINDEMANN, H.MAU, PAUWELS, SILFVERSKIÖLD, SIMONS, STORCK und andere bemüht. Insbesondere hat STORCK den kleinen pelvitrochanteren Muskeln, die durch ihren relativ axialen Verlauf zum Schenkelhals einen Druck im Sinne der Stauchung des Kopfes gegen die Pfanne ausüben, eine überwiegend varisierende Wirkung zuerkannt. Den Adduktoren wird eine überwiegend valgisierende Wirkung zugesprochen, weil sie in ihrer Hauptspannungsrichtung mit dem Oberschenkelhals längs verlaufen.

F.LANGE schreibt dem Adduktorenspasmus die Entstehung der Coxa valga zu, wobei er noch den Quadriceps femoris und die Obturatoren hinzunimmt. KNORR setzte dagegen, daß die Gesamtmasse der Adduktoren im Varussinne auf den Schenkelhals wirkt.

Anhand eines Muskelmodells hat dann wiederum BRAGARD die Ansicht F.Langes zu stützen versucht.

Die bei der Spastik auftretenden Paresen der Antagonisten, in diesem Fall die Schwäche der Hüftabduktoren, macht SILFVERSKIÖLD für die Entstehung der Coxa valga

verantwortlich.

Dagegen sieht SIMONS in der durch die pathologische Adduktionsstellung veränderten statischen Belastung einen ursächlichen Faktor.

Im Gegensatz zu der alten Auffassung, die von FICK und zuletzt auch von V.LANZ vertreten wurde, daß das periostale Dickenwachstum des Knochens überwiegend von der Funktion abhängig ist, das Längenwachstum dagegen vorwiegend hormonal gesteuert wird, geht H.MAU davon aus, " daß der Knochen versucht, auf dem Wege der funktionellen Anpassung einen Gleichgewichtszustand herbeizuführen oder aufrechtzuerhalten, indem er sich in seiner Längsrichtung der Hauptdruckkomponente der auf ihn wirkenden zügelnden Kräfte zu nähern sucht und sich ihnen gewissermaßen unterstellt, um der Beanspruchung bestmöglich gewachsen zu sein." Auf dem Gleichgewichtszustand zwischen Abduktoren und Adduktoren beruht der normale Schenkelhalsschaftwinkel. Die spastische coxa valga ist also überwiegend muskulären Ursprungs.

Auch GÖB ist der Ansicht, daß sich eine Steilstellung des Schenkelhalses und eine Antetorsion am wachsenden Individuum durch den Spasmus der Innenrotatoren und Hüftbeuger zusammen mit dem Spasmus der Adduktoren entwickelt. Dem Spasmus der Adduktoren stehen teilweise gelähmte und fibrös degenerierte kleine Glutäen gegenüber.

Die unphysiologische Einwirkung der Resultierenden aus den Kräften der Adduktoren und der Abduktoren, die am oberen Femurende eine Horizontalstellung der Epiphysenfuge und damit eine Änderung der Wachstumsrichtung bewirken, wird ursächlich angeschuldigt. Die durch den Adduktorenspasmus bewirkte Adduktionsstellung vermehrt die Steilstellung des oberen Femurendes und der Resultanten. Der Hüftkopf wächst und gleitet aus der Pfanne, indem noch das vordere Pfannendach sowie der Hüftkopf durch den stetigen Druck des Kopfes abgeflacht wird. Wie MAU findet auch GÜB in den allermeisten Fällen von spastischen Hüftluxationen eine Luxatio iliaca. Für die Deformierung des Hüftkopfes wird darüber hinaus auch das gestraffte Ligamentum teres verantwortlich gemacht, das den unteren Kopfpol fest anliegt und den Kopf unter den Bedingungen der Subluxation abflacht. Abschließend hierzu sei noch V.LANZ zitiert, der als valgisierende Kräfte die proximalen Adduktoren, den femoralen Ansatz des M.glutaeus maximus, die Im. obturatorii und den M. quadratus femoris nennt. Zu den varisierenden Kräften zählt er alle übrigen Adduktoren, die Rollhügelmuskeln: M.iliopsoas innen, M.glutaeus medius und minimus außen, alle Beuger und Strecker des Oberschenkels und außerdem vorallem die Körperlast. Ist dieses Kräftegleichgewicht gestört, z.B. durch übermäßige Spannung der proximalen Adduktoren (Little), so wird der Schenkelhals verändert.

Einen guten Überblick über die physiologische Veränderung des Schenkelhalswinkels nach der Geburt gibt die Abbildung von V.LANZ:

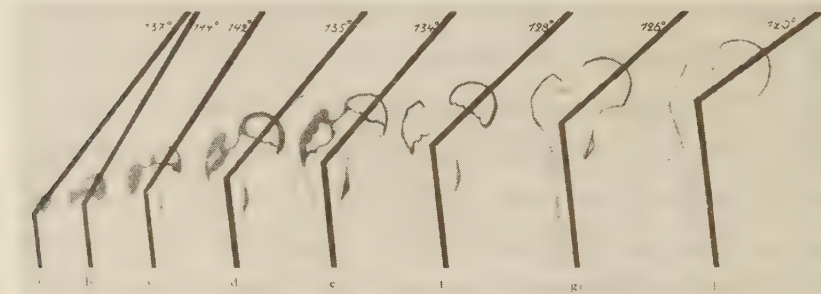


Abb.1 Die Veränderungen des Schenkelhalswinkels nach der Geburt

(V.LANZ, Verh. Orth. Ges. 79/16 Abb. 19)

- | | |
|-----------------------------------|---------------------------------------|
| a) Neugeborener 137° | e) 9.bis 13.Lebensjahr 134° |
| b) 1.und 2.Lebensj. 144° | f) 15.bis 17.Lebensjahr 128° |
| c) 3.Lebensjahr 142° | g) Erwachsener 126° |
| d) 4.und 5.Lebensj. 135° | h) Greis 120° |

III. ANTETORSION

Mit dem Problem der ANTETORSION des proximalen Femurendes, insbesondere bei der angeborenen Hüftluxation, haben sich besonders BERNBECK, GLOGOWSKI, KAISER, ROHLEDERER, SCHLEGEL u. a. auseinandergesetzt. SCHLEGEL weist darauf hin, daß das Antetorsionsproblem derart komplex ist, daß man es weder rein auf den Hüftgelenkskomplex und die nähere Umgebung beschränken darf, noch nur statische oder nur dynamische Faktoren gelten lassen kann. Den engen Zusammenhang zwischen der Drehstellung des oberen Femurendes und der Muskeldynamik kann man in der von SCHLEGEL beschriebenen Beobachtung sehen, daß nach operativer Überkorrektur einer Antetorsion bereits im Gipsverband,

trotz Fixierung mit Schanz' schen Schrauben unter Kompression, eine Rückdrehung auftritt. "Der Schenkelhals pendelt sich in die Mitte zwischen innen - und außen= kreiselnder Muskelkraft ein."

Insbesondere hat sich BERNBECK mit den muskelmechanischen Problemen der Antetorsion befaßt. Hier wird erstmals die Rollwirkung des M. iliopsoas in ihrer Abhängigkeit von Form und Stellung des proximalen Femurendes näher untersucht. Dabei kommt er zu der Erkenntnis, daß bei aufrechter Körperhaltung, also bei gestrecktem Hüftgelenk, der Iliopsoas normalerweise eine deutlich innenkreiselnde Funktion hat, weil sein lateral von der Rotationsachse des Oberschenkels gelegener Sehnenansatz das Trochanter= massiv nach vorn zieht.

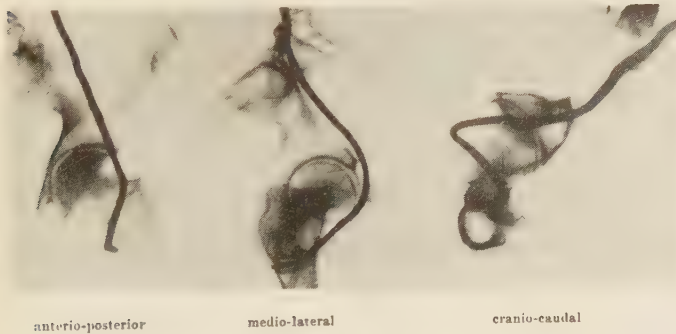


Abb. 2 Röntgenologische Darstellung des Verlaufs und der Zugrichtung des M. iliopsoas; Projektion der "Psoas - Schleife."

(BERNBECK, Z. f. Orthop. 78/304)

Kommt jedoch der Trochanter minor durch pathologische Verhältnisse am proximalen Femurende medial von der Rotationsachse zu liegen, so kommt es zur Umkehrung des Kreiseffektes, der Iliopsoas wirkt dann im Sinne der Außenrotation (Antetorsion).

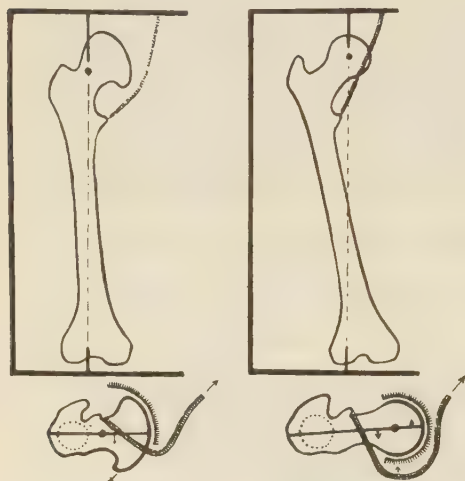


Abb. 3 Torsionseffekt des Iliopsoas
(BERNBECK, Z. f. Orthop. 78/305)

Auf die ANTETORSIONSVERHÄLTNISSE BEI SPASTIKERN sind besonders H.MAU und THOM eingegangen. H.MAU meint, daß auch die Zunahme der Antetorsion auf mechanische Einflüsse zurückzuführen ist. Die hierbei in erster Linie wirksamen Kräfte seien jedoch noch schwieriger zu analysieren als im Falle der Coxa valga und nicht sicher bekannt. Er nimmt an, daß die beim Spastiker meist verstärkt wirksamen und überwiegend innenrotierenden Adduktoren und ihre

spastisch - paretischen Gegenspieler, die kleinen Außenrotatoren, dabei eine Rolle spielen. Des weiteren ist er der Meinung, daß die Antetorsion des Schenkelhalses bei dem Zustandekommen der spastischen Luxation sicher nicht die Rolle spielt wie bei der kongenitalen Luxation, denn in den meisten Fällen steht der Schenkelhals garnicht antevertiert, weil eine vermehrte Sagittalstellung durch die oft vorhandene Innenrotationskontraktur der Beine wieder aufgehoben wird. Der Kopf sei also normalerweise tief in die Pfanne eingedreht.

Bei der Untersuchung von 71 spastisch gelähmten Kindern fand THOM, daß es wohl in erster Linié zu einer Coxa antetorsa und weniger zu einer Coxa valga kommt. Alle bisherigen Theorien über das Entstehen einer "Coxa valga" müßten unter dem Gesichtspunkt einer zumindest gleichzeitig, wenn nicht sogar vorzugsweise bzw. stattdessen eher bestehenden Coxa antetorsa überprüft werden. Daß die Lösung dieser Aufgabe auf nicht unerhebliche Schwierigkeiten stoßen wird, könne in Anbetracht der außerordentlich komplexen Verhältnisse im Bereich der Hüftgelenke und der großen Variabilität der morphologischen, neurologischen und damit auch der funktionellen Bedingungen ohne weiteres vorausgesagt werden. Alle bisher vorliegenden Untersuchungen über die Funktion der am Hüftgelenk beteiligten Muskeln seien dabei nur zum Teil brauchbar, da sich

ihre Funktion mit der Vermehrung der Antetorsion ebenso ändern würde, wie dies bei normalen Verhältnissen allein schon durch eine Beugung am Hüftgelenk der Fall sei. Der Hüftbeugekontraktur müsse für das Entstehen der Coxa antetorsa (et valga) eine weit größere Bedeutung beigemessen werden als dies bisher geschehen sei.

Ebenso wie der Schenkelhalswinkel ist auch der Torsionswinkel einer sogenannten umwegigen Entwicklung unterworfen, das heißt, daß aus einer geringen Retrotorsion im 3. Embryonalmonat über eine Antetorsion von 31° im 10. Embryonalmonat bzw. beim Neugeborenen, sich die physiologische Antetorsion von 12° beim Erwachsenen bildet. Die Antetorsionswinkel nach der Geburt sind hier nach V.LANZ wiedergegeben.

(siehe Abb. 4 Seite 15)

IV. INNENROTATION

Wie aus der bisherigen Besprechung der Literatur zu ersehen, ist die Frage nach den innendrehenden Kräften, insbesondere bei pathologischen Formveränderungen am proximalen Femurende, noch nicht befriedigend geklärt. Bei der Durchsicht der einschlägigen Anatomie - Bücher findet man nur spärliche Angaben über die eine Innendrehung bewirkenden Kräfte am Hüftgelenk.

So finden wir im Lehrbuch und Atlas des Menschen von

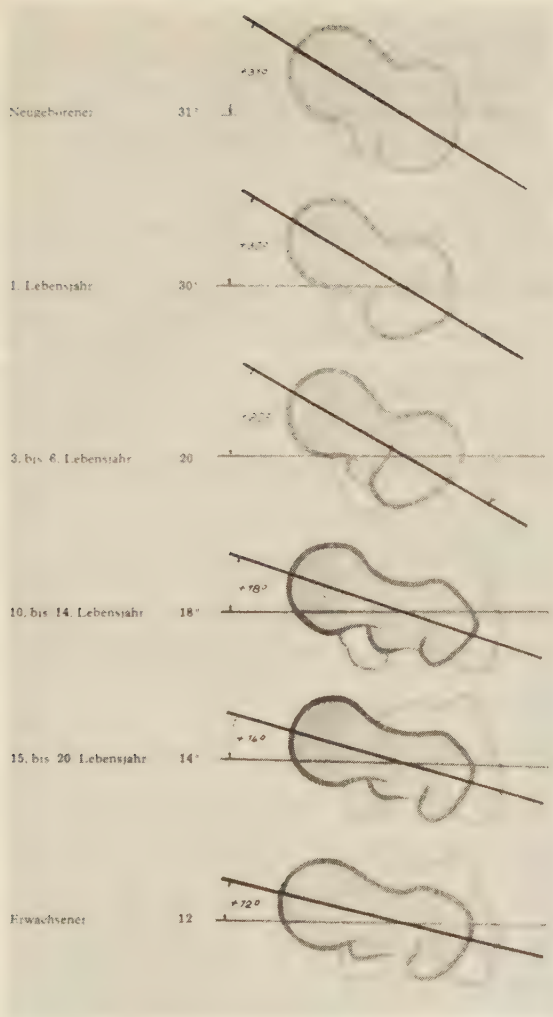


Abb. 4 Die Veränderungen der Femurtorsion nach der Geburt
(V.LANZ, Abb. 23, Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 79/20)

RAUBER - KOPSCH die Angabe einer innendrehenden Wirkung für folgende Muskeln:

1. die ventralen Fasern des M. glutaesus medius;
2. die ventralen Fasern des M. glutaesus minimus;
3. M. gracilis;
4. M. semitendineus und M. semimembranaceus rollen den UNTERSCHENKEL einwärts. Für den M. iliopsoas, M. tensor fasciae latae, M. rectus femoris, M. adduktor magnus, M. adduktor longus und M. biceps femoris wird entweder außenkreiselnde oder keine kreiselnde Wirkung angegeben. Bei SOBOTTA - BECHER wird für den ventralen bzw. lateralen Teil des M. glutaesus medius und minimus, den M. adduktor magnus, M. semitendineus, M. semimembranaceus und M. gracilis eine innendrehende Wirkung angegeben, den übrigen Muskeln am Hüftgelenk wird außenkreiselnde oder keine kreiselnde Wirkung zugeschrieben.

Über die Innenkreiselung schreibt V. LANZ in der praktischen Anatomie von 1938, daß sie die schwächste Bewegung im Hüftgelenk darstellt. In ihrer möglichen Arbeitsleistung sei sie nicht nur den Gelenkbewegungen, welche der Fortbewegung dienen, um das Mehrfache unterlegen. Wahrscheinlich stehe sie auch ihrer Gegenbewegung, der Außenkreiselung, nach. Folgenden Muskeln wird eine

Innendrehwirkung in entsprechender Stellung zugeschrieben:

M. gluteus minimus, ventraler Teil; M. gluteus medius, ventraler Teil; M. tensor fasciae latae; M. rectus femoris; M. adduktor magnus - membrana vastoadduktoria; m. biceps femoris, caput longum; M. semimembranaceus; M. gracilis.

V.LANZ stellt fest, daß die wirksame Zugrichtung der meisten Innenkreisler in und nahe bei der Grundstellung besonders ungünstig liegt. Sobald sie in BEUGESTELLUNG auf das Hüftgelenk einwirken können, steigern sich ihre Arbeitsmöglichkeit beträchtlich. Namentlich für die beiden Gesäßmuskeln und für den M. tensor fasciae latae könne bei gebeugtem Hüftgelenk ein ansehnlicher Arbeitsgewinn verzeichnet werden. Zusammenfassend stellte V.LANZ also fest, daß der wirkungsvollste Innenkreisler wahrscheinlich das System der Membrana vastoadduktoria ist, über das hinweg die ventrale Faserschicht des M. adduktor magnus, proximal auch des M. adduktor longus arbeitet. Starke Innenkreisler sind außerdem die ventralen Züge des M. gluteus minimus und medius und der M. tensor fasciae latae. Auffallend ist, daß am nichtgebeugten Hüftgelenk nur Fasern des kleinen Gesäßmuskels innen=kreiselnd wirken. Mit zunehmender Innenkreiselung wirken auch die beiden anderen Muskeln steigend mit. Beugung

des Hüftgelenkes verbessert die wirksame Muskelzugrichtung und erhöht damit die mögliche Arbeitsleistung der Muskeln.

1949 berichtet V.LANZ über eine Arbeit von H.J.BANDMANN über die Kreiselfunktion des M. iliopsoas und der Adduktorengruppe. Es wird festgestellt, daß in der Normalstellung des Hüftgelenkes die medialen und lateralen Fasern des M.iliclus als Innenkreislser wirken, nur der Psoasanteil kreiselt den Oberschenkel nach außen. Der Gesamtmuskel wirke also in sich antagonistisch. Auch bei halber Beugung im Hüftgelenk bestünde dieser innere Antagonismus der einzelnen Muskelteile. Bei maximaler Abduktion dagegen habe auch der Psoasanteil eine innenkreiselnde Wirkung, sodaß in dieser Stellung die gesamte Kraft des M. iliopsoas einheitlich innenkreiselnd wirke. Nach den Untersuchungen von BANDMANN habe auch der M. adduktor magnus mit seinem epicondylären Ansatz am Tuberculum adduktorium eine innenkreiselnde Funktion, wobei in Normalstellung die innenkreiselnde Kraft am größten sei. In Beugung sowie in Abduktion verringere sie sich.

Den überstarken Außenkreislern am Trochantermassiv würden demnach folgende Kräfte am proximalen Femurende entgegenwirken:

1. die in Beugung (und Abduktion) besonders wirksamen ventralen und mittleren Fasern des M. glutaeus medius und minimus.

2. auf der Innenseite des Oberschenkels, am Trochanter minor, wird das Übergewicht der Außenkreisler weiterhin abgeschwächt durch die innenkreiselnde Wirkung des in der intrauterinen Zwangshaltung insgesamt innenkreiselnden M. iliopsoas.
3. am distalen Femurende fehlen außenkreiselnde Muskelkräfte überhaupt. Auf das distale Femurende wirken ausschließlich Innenkreisler. Fibular greift der M. tensor fasciae latae an, tibial das System der Membrana vastoadductoria und der epicondyläre Ansatz des M. adductor magnus.

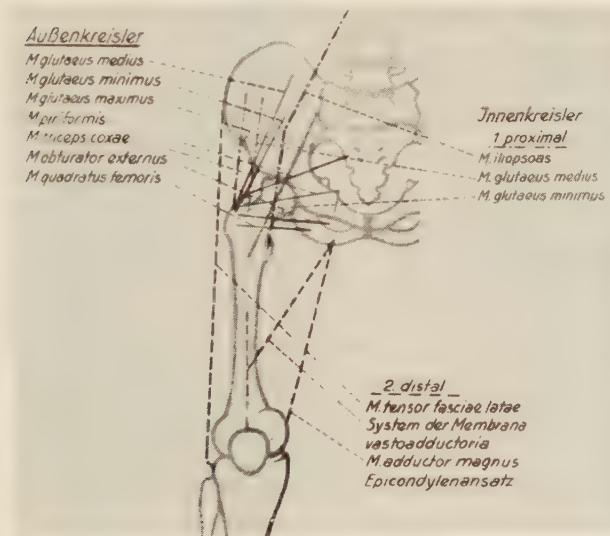


Abb. 5 Kreiselmuskeln des Hüftgelenks

(V. LANZ, Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 79/26, Abb. 34)

In einer späteren Arbeit haben V.LANZ und HENNIG die Rollwirkung des M. adduktor magnus im hauptsächlichen Bahnkugelbereich des Hüftgelenks mit der Fadenmethode und mathematischer Ableitung der Rollmomente überprüft, wobei sich die Ergebnisse von BANDMANN im wesentlichen bestätigen. Während die pars cristalis fast durchwegs auswärts rollende Momente liefert, weicht die pars epicondylica im größten Teil des Bahnkugelbereichs von diesem Verhalten ab: letztere weist im wesentlichen einwärtsrollende Momente auf. Jedoch ist die Einwärtsrollung der Pars epicondylica nicht so stark wie die Auswärtsrollung der pars cristalis. Der GESAMTMUSKEL rollt also in fast jeder Lage auswärts, jedoch wesentlich geringer als man bisher angenommen hat. Aus der Erkenntnis, daß die bisher vorliegenden Untersuchungen über die Rollwirkung des M. iliopsoas einander widersprechen und in Fortführung der Versuche BANDMANNs, bestimmten V.LANZ und HENNIG mit der "Fadenmethode" am Skelettphantom die Rollwirkung des Muskels im ganzen Bahnkugelbereich des Hüftgelenks. Dabei wurden die variablen Faktoren der Ausformung des Schenkelbeines berücksichtigt und ihr Einfluß auf die Rollwirkung des Muskels aufgezeigt. Als

Formfaktoren, die die Rollung mit Sicherheit beeinflussen, werden Femurtorsion, Schenkelhalswinkel und relative Schenkelhalslänge genannt. Folgende Ergebnisse werden mitgeteilt: Der Gesamtmuskel hat bei Kreiselung 0 und Antetorsion 12° in Normalstellung ein einwärtsrollendes Drehmoment von 0,2 mkg. Bei Hüftbeugung von 45° ($= 135^{\circ}$, wenn man von 180° Streckstellung ausgeht) steigt das Drehmoment auf 0,6 mkg an, um dann wieder auf 0 bei 103° Beugung ($= 77^{\circ}$) abzusinken.

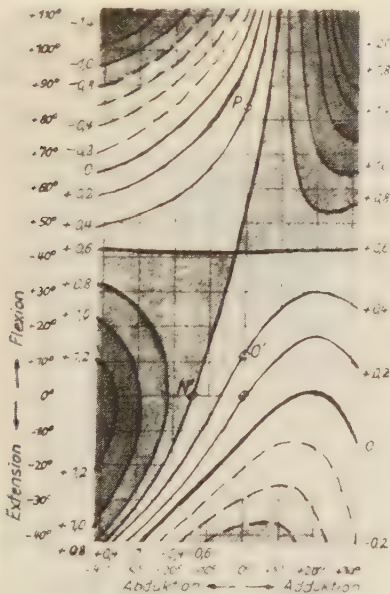


Abb. 6 Kurven gleicher Momente des Gesamtmuskels (Werte in Meterkilogramm) über den Bahnkugelbereich für Kreiselung = 0 und Ante-torsion = 12° . Ausgezogene Linien versinnbildlichen einwärtsrollende, gestrichelte Linien auswärtsrollende Drehmomente. (aus Z. f. Anatomie 117/397, Abb. 29).

Wie aus der Abbildung zu ersehen ist, verstärkt jede Abduktionsbewegung die einwärtsrollende Wirkung des Gesamtmuskels erheblich.

Bei reiner ABDUKTION von 36° steigt das Drehmoment bereits auf 1,2 mkg.

Bei ADDUKTION fällt das einwärtsdrehende Moment langsam auf 0, bleibt nahe bei 0 bis etwa 25° Adduktion, um dann langsam gleichsinnig wieder anzusteigen.

Im Beuge - Adduktionsquadranten rollt der Gesamtmuskel nur einwärts!

Für den M. ilicus alleine ergibt sich Bei Kreiselung 0 und Antetorsion 12° eine fast ausschließlich innenkreisende Wirkung (siehe Abb. 7).

Im Gegensatz hierzu ist der M. psoas maior im wesentlichen Außenkreisler, jedoch mit kleinerem Drehmoment (siehe Abb.8).



Abb. 7: Momentenkurven des M. ilicus für Kreiselung = 0 und Antetorsion = 12° .

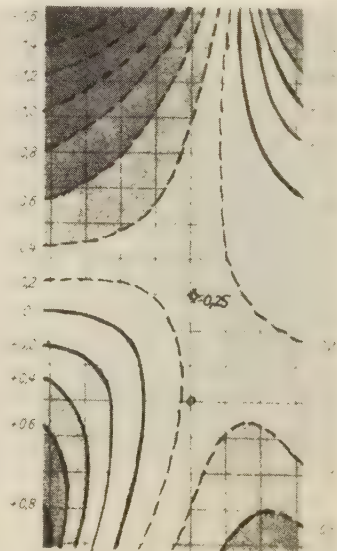


Abb. 8: Momentenkurven des M. psoas für Kreiselung = 0 und Antetorsion = 12° .

(Aus Z. f. Anatomie 117/400, Abb. 30 und 31).

Bei zunehmend innengekreiselter Ausgangsstellung ODER abnehmender Antetorsion ist eine fortschreitende Zunahme des einwärtsrollenden Drehmoments des Gesamtmuskels zu verzeichnen, wobei die MomentenSPITZE von 20° innengekreiselter Ausgangsstellung an immer deutlicher von der kombinierten Beuge - Adduktionsstellung auf reine Adduktion abwandert.

Die Rollwirkung des Gesamtmuskels bei fortschreitender Außenkreiselung ODER zunehmender Antetorsion: der einwärtsrollende Bereich nimmt bei zunehmender Außenkreiselung rasch ab. Bei 20° Außenkreiselung findet man Einwärtsrollung nur noch im Beuge - Adduktionsquadranten und im Abduktionsbereich beiderseits der Beuge - Streckachse, für alle reinen Beuge - und Streckstellungen besitzt der Gesamtmuskel nur ein auswärtsrollendes Drehmoment. Bei 40° Außenkreiselung (ODER 52° Antetorsion) hat der M. iliopsoas praktisch in allen Bahnkugelbereichen auswärtsrollende Wirkung.

Allgemein kommen V.LANZ und HENNIG zu dem Ergebnis, daß vermehrte Antetorsion durch außengekreiselte Ausgangsstellung ersetzt werden kann.

Ebenso kann Innenkreiselung durch vermehrte Antetorsion, Außenkreiselung durch verminderte Antetorsion aufgehoben werden.

Beim Stehen, was einer Adduktion von 2° und Außenkrei=

selung von 10° entspricht, besteht für die Rollung des normal geformten Femur ein labiles Gleichgewicht, wenn der Gesamtmuskel innerviert wird. In einer weiteren Arbeit untersuchen V.LANZ und HENNIG die Rollwirkung des M. iliopsoas in ihrer Abhängigkeit vom Schenkelhalswinkel. Es werden drei verschiedene Schenkelhalswinkel angenommen: 105° , 120° , 137° . Weitere Werte wurden durch Interpolation gewonnen. Dabei wird festgestellt, daß die stärkste einwärtsrollende Wirkung einerseits bei größtmöglicher Beugung und Adduktion auftritt, andererseits bei größter Abduktion und in Streckstellung von 0° bis zum Extremwert, je nach Größe des Schenkelhalswinkels. Die einwärtsrollende Wirkung des M. iliopsoas nimmt bei zunehmendem Schenkelhalswinkel ab, bei einem Schenkelhalswinkel von 130° beträgt die Rollwirkung in Normalstellung 0, um bei weiterer Valgisierung in eine auswärtsrollende Wirkung überzugehen. Des weiteren wird der Schluß gezogen, daß die Rollwirkung des M. iliopsoas bei Veränderung der Schenkelhalslänge abgeschätzt werden kann nach dem Verhalten eines Femurs von normaler Schenkelhalslänge, den man durch Änderung des Schenkelhalswinkels auf gleiche Projektionslänge mit dem Schenkelhals von abweichender Länge bringt.

Trotz der vorweg beschriebenen Untersuchungen bleibt noch ein starkes Mißverhältnis der einwärtsrollenden zu den auswärtsrollenden Muskelkräften am Hüftgelenk, insbesondere in Normalstellung, bestehen. Eine Unter-

suchung der Rollwirkung des Systems der Membrana vasto-adduktoria durch V.LANZ und HENNIG ergab, daß dieses System wenigstens für die Grundstellung (Beugung = Abduktion = Kreiselung = 0) den wichtigsten Beitrag zum Einwärtsrollen liefert. Während der M. iliopsoas hier das Moment + 20 cmkg, die pars epicondylica Ml. adduktoris magni nur + 10 cmkg stellen, erhöht das Membransystem mit einem Beitrag von + 33 cmkg den Gesamtwert auf + 63 cmkg. Im übrigen sind die Absolutwerte im Vergleich mit dem M. adduktor magnus gering, was einerseits vom geringen Muskelquerschnitt, im besonderen aber vom weit distal verschobenen Muskelansatz herrührt, der eine zunehmende Parallelstellung von Zugrichtung und Rollachse bedeutet. Jedenfalls kommen dem Membransystem im engeren Sinn über den ganzen Bahnkugelbereich nur einwärtsrollende Drehmomente zu.

Während die bisher geschilderten Untersuchungen über die Rollwirkung des M. iliopsoas auf Messungen am Phantom beruhen, hat TÖNNIS versucht, auf elektromyographischem Wege Aufschluß über die Rollwirkung dieses Muskels zu bekommen. Er hat an 15 gesunden, erwachsenen Personen die elektrische Aktivität des gesamten M. iliopsoas in der Leistenbeuge am Vorderrande der Beckenschaufel abgeleitet und aufgezeichnet, und zwar sowohl in Hüftstreckung von 180° als auch in Beugung von 90° . Es wurden isoto=

nische und isometrische Messungen durchgeführt. Es ergibt sich, daß bei Rotationsbewegungen nur eine ganz geringe Innervation des M. iliopsoas erfolgt, und zwar in wesentlichem Maße auch nur bei der Außenrotation. Ob es sich hierbei um eine echte Rotationswirkung handelt oder die elektrische Aktivität lediglich durch Mitinnervation im Rahmen koordinativer Vorgänge entsteht, läßt sich nicht entscheiden. TÖNNIS glaubt auf Grund seiner Untersuchungen jedenfalls, es dürfe als ausgeschlossen angesehen werden, daß der M. iliopsoas eine innenrollende Funktion hat.

V. OPERATIVE MAßNAHMEN ZUR BESEITIGUNG VON FEHLSTELLUNGEN DES HÜFT- UND KNIEGELENKS BEIM SPASTIKER IN DER LITERATUR.

a.) NEUROCHIRURGISCHE OPERATIONEN:

Während bereits FÖRSTER den Zustrom sensibler Reize auf das Rückenmark herabzusetzen versuchte, indem er eine intra- oder extradurale Resektion der hinteren sensiblen Rückenmarkswurzeln vornahm, hat STOFFEL versucht, durch Teilresektion von Muskelästen die motorischen Impulse auf den Muskel herabzusetzen.

Zur Beseitigung der Hüftadduktionskontraktur wird auch

heute noch mancherorts die Resektion bzw. Teilresektion des N. obturatorius durchgeführt, die erstmals von LORENZ angegeben und durchgeführt, dann von SELIG weiter ausgebaut wurde.

Heute werden auch stereotaktische Operationen am Gehirn durchgeführt, die eine Tonusherabsetzung zur Folge haben sollen.

b.) OPERATIONEN AN KNOCHEN, SEHNEN UND MUSKELN.

Die häufigste Fehlstellung der unteren Gliedmaßen ist neben dem Spitzfuß die ADDUKTIONSKONTRAKTUR. Da die Resektion des N. obturatoris nach SELIG mit vielen Nachteilen verbunden ist (z. B. ungenügende Dosierbarkeit), wird die subcutane Durchtrennung der Adduktorenursprünge am Schambein heute bevorzugt. In Einzelfällen wird jedoch auch die offene Tenotomie der Adduktoren durchgeführt. Nach PHELPS kann eine Kontraktur des M. gracilis für die Adduktionsstellung mitverantwortlich sein. Der kontrakte M. gracilis kann an seinem Ansatz am Pes anserinus abgelöst werden.

Zur Beseitigung einer HÜFTBEUGEKONTRAKTUR gibt LINDEMANN die Tenotomie der von der Spina ilica ventralis entspringenden Muskeln an. Die Muskelursprünge des M. rectus femoris, M. sartorius und des M. tensor fasciae latae werden mitsamt der Corticalis abgelöst und 2 - 3 cm

tiefer wieder angeheftet. Während in leichten Fällen eine nur subcutane Tenotomie ausreicht, muß bei ausgeprägten Kontrakturen zusätzlich auch der M. iliopsoas, M. pectineus, der vordere Bandapparat des Hüftgelenkes und die Gelenkkapsel verlängert bzw. durchtrennt werden. Des weiteren kann es erforderlich sein, die seitlich gelegenen, verkürzten Muskel - und Fascienstränge (M. gluteus medius) einzukerben.

Die Modifikationsmöglichkeiten werden hier bereits deutlich. Einerseits werden, in Gegensatz zu LINDEMANN, die Muskelursprünge quer, schräg oder Z - förmig im sehnigen Bereich durchtrennt (M. LANGE), andererseits wird z. B. der abgelöste Ansatz des tensor fasciae latae nach distal verlagert und am Rande der kleinen Glutaeen lose angeheftet (GÖB).

Nun findet man meist keine reine Hüftbeugekontraktur, sondern eine kombinierte BEUGE - ADDUKTIONS - INNENROTATIONSKONTRAKTUR. Wie aus der Literaturbesprechung der für die Innenrotation verantwortlichen Muskelkräfte klar hervorgeht, herrscht über diese noch weitgehend Unklarheit. Infolgedessen ist es noch ein ungelöstes Problem, eine Innenrotationskontraktur gezielt und wohl-dosiert auszugleichen. Es gibt wohl daher wenig Vorschläge in der Literatur.

Die Ursprungsverlagerung des M. tensor fasciae nach distal mit Abtrennung der vorderen Anteile des M. gluteus medius und Durchtrennung der fascia lata an der crista iliaca, von FRITZ LANGE angegeben, von SOUTTER erweitert und von CAMPBELL modifiziert, wird bei leichteren Fällen ausgeführt (GÖB).

Nach GÖB hat BARR eine Verlagerung des Ursprungs des M. tensor fasciae nach hinten, etwa auf den mittleren Abschnitt der crista iliaca, angegeben, womit eine Verstärkung der Außenrotation erreicht werden soll.

Bei FIXIERTEN INNENROTATIONSKONTRAKTUREN (kombiniert mit Beuge - und Adduktionskontraktur) findet man die bereits besprochenen Formveränderungen des oberen Femurendes vor: COXA VALGA, COXA ANTETORSA, LUXATION. Hier werden die angegebenen Weichteiloperationen mit Operationen am Knochen kombiniert: Intertrochantere Detorsionsosteotomie nach BERNBECK, event. zusammen mit "Medialverschiebung" (GLOGOWSKI) und neuerdings die Beckenosteotomie nach CHIARI. Die Pfannendachplastik nach LANGE dürfte hier kaum mehr geübt werden.

Besteht eine Subluxationsstellung ohne Antetorsion, so wird gelegentlich auch noch eine Adduktionsosteotomie nach PAUWELS, die intertrochanter mit Keilentnahme mit Keilbasis am Adamschen Bogen erfolgt, vorgenommen (GÖB).

Die Kontraktur des Hüftgelenks ist fast immer kombiniert mit einer mehr oder weniger stark ausgeprägten Kontraktur der Kniebeuger. Während man bisher die Kniebeugekontraktur häufig isoliert gesehen und behandelt hat, erkennt man heute immer mehr die zwangsläufige Zusammengehörigkeit der Kontrakturen vor allem des Hüft - und Kniegelenks. (Der spastische Spitzfuß soll hier nicht weiter berücksichtigt werden, da er für die Behandlung heute keine wesentlichen Probleme stellt.)

Die KnieBEUGEKONTRAKTUR wird entweder durch eine Versetzung der Ursprünge der ischiocruralen Muskeln nach distal ausgeglichen, oder, weit häufiger, durch Verlängerung und Verlagerung der medialen und lateralen Kniebeuger im Bereich der Kniekehle. Im einzelnen kommen folgende Verfahren zur Anwendung:

Die Z - förmige Verlängerung der medialen und lateralen Kniebeuger, eventuell kombiniert mit einer Verlagerung des Ansatzes des M.semitendineus oder des M.semimembranaceus an den lateralen Femurkondylus. Einer Innendrehneigung soll dabei entgegengewirkt werden (LANGE,M.).

Wenn neben der Kontraktur der Beuger eine deutliche Schwäche der Kniestrecke vorliegt, wird auch die Bicepsverpflanzung auf die Patella vorgenommen, wodurch auch eine Außendrehwirkung erzielt werden soll. Eine Kombination dieser Operation mit der Z - förmigen Verlängerung der medialen Kniebeuger und der Verlagerung des Ansatzes des M.semi=

tendineus auf den lateralen Femurkondylus ist möglich (LANGE,M.).

Die Beseitigung der Kniebeugekontraktur mit gleichzeitiger Verbesserung der Hüftstreckung soll durch die Verlagerung der Ansätze der medialen und lateralen Kniebeuger auf die Femurkondylen nach EGGER erzielt werden. Während EGGER die M.biceps, semimembranaceus, semitendineus und gracilis versetzt, beschränken sich POLLOCK und SHARRARD lediglich auf die Verlagerung von M.biceps und M.semimembranaceus oder stattdessen des M.semitendineus. Die übrigen Kniebeuger werden u.U. noch Z - förmig verlängert (LINDEMANN). Allein für die Eggersche Operation gibt es viele Modifikationen. Trotzdem findet diese Operation keine allgemeine Verbreitung, auch nicht in Amerika, da die Neigung zur Ausbildung eines Genu recurvatum sehr groß ist und außerdem kein positiver Einfluß auf eine bestehende Hüftbeugekontraktur zu verzeichnen ist (GÖB).

Eine Versetzung der tuberositas tibiae nach distal bzw. eine Raffung des ligamentum patellae ist von CHANDLER als Verfahren angegeben worden, wenn es durch eine Erschlaffung der Muskulatur zu einer Verlängerung des sehnigen Streckapparates gekommen ist(LANGE,M.).

Insbesondere bei älteren Patienten kann eine derart erhebliche Kontraktur des Kniegelenks vorliegen, daß diese nur

durch eine supracondyläre Osteotomie in Verbindung mit einer der beschriebenen Weichteiloperationen beseitigt werden kann.

C. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

I. PROBLEMSTELLUNG

Bei der Durchsicht der Literatur wird die Schwierigkeit der operativen Behandlung der spastischen Kontraktur im Bereich des Hüft - und Kniegelenks bereits sehr deutlich: einerseits ist eine Vielzahl von Möglichkeiten in der Verursachung einer Fehlstellung gegeben, wobei die verursachenden Kräfte zum Teil noch unbekannt sind, andererseits gibt es viele Kombinationsmöglichkeiten in der Wahl des operativen Vorgehens, wobei der postoperative Effekt praeoperativ im Einzelfall kaum vorausberechnet werden kann. Die einzelnen Operationsverfahren werden mehr oder minder intuitiv bestimmt. Es sollte jedoch möglich sein, für den Einzelfall DIE Operationsvariante zu bestimmen, welche eine optimale Funktion ergibt. Diese Arbeit hatte nun zum Ziel, ein Modell des Hüft - und Kniegelenks herzustellen, das derart variabel ist, daß daran möglichst alle bei der Spastik auftretenden Fehlstellungen, insbesondere des oberen Femurendes, eingestellt werden können, wobei die VERTEILUNG der Zugkräfte auf die einzelnen Muskel=

gruppen meßbar sein soll. Des weiteren sollen die entsprechenden Situationsveränderungen durch Weichteil - oder Knochenoperationen simuliert werden können, um Aufschluß über das mögliche postoperative Verhalten der Muskelzüge zu bekommen.

II. VERSUCHSANORDNUNG

Einer Anregung von A.C.MERCHANT folgend, der mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen an einem Modell des Hüftgelenks über Kettenzüge die Muskelkraft der Hüftabduktoren untersuchte, entstand folgender Modellversuch:

Ein praepariertes natürliches Becken eines etwa 13 - Jährigen wurde am Kreuzbein mittels Metallplatte mit einem stabilen feststellbaren Kugelgelenk verbunden, welches an einem in der Höhe verstellbaren Stativ befestigt ist. Das Stativ ist mit einer hölzernen Grundplatte fest verschraubt. Das rechte Ober - und Unterschenkelbein ist mit dem Becken lose verbunden und hat keine weitere Verbindung zur Bodenplatte. (siehe Abb. 9 und 10)

DAS HÜFTGELENK: Um die Bremswirkung im Hüftgelenk durch die Reibung so gering wie möglich zu halten, wurde in der Hüftpfanne ein entsprechendes Lager aus Werkzeugstahl derart befestigt, daß eine darauf angebrachte kleine oberflächengehärtete Lagerschale genau im Hüftdrehpunkt zu liegen kommt. Eine kleine Stahlkugel von 4 mm Durch=

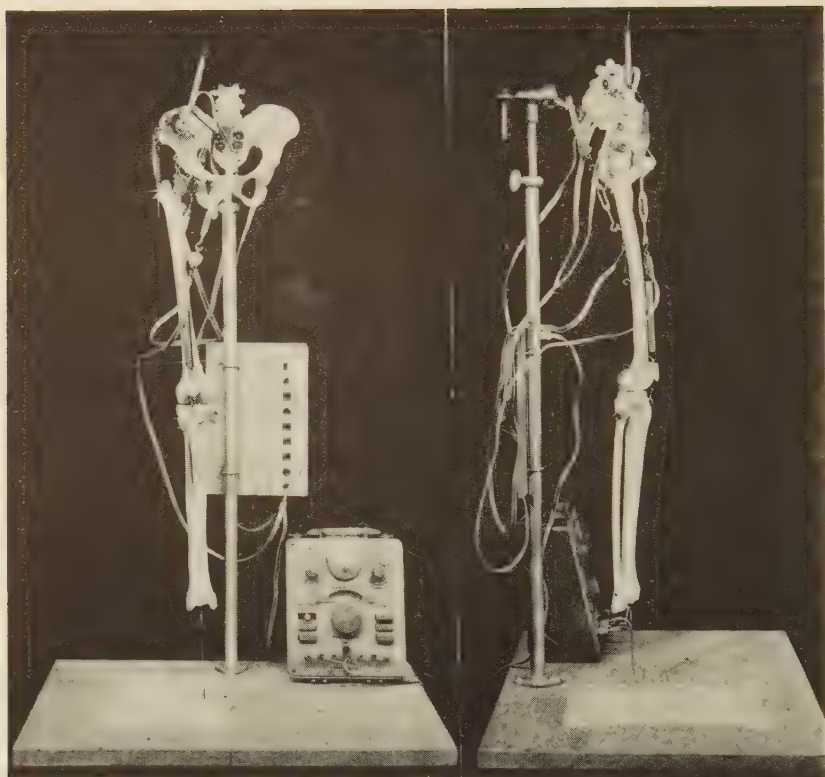


Abb. 9 und 10: Gesamtansicht des Modells

messer übernimmt nun die vom Oberschenkel kommende Druckkraft, indem sie auf das Ende des "Schenkelhalses" hart aufgelötet wurde. Vorversuche mit dem natürlichen Hüftkopf in der natürlichen Pfanne, auch nach Beschichtung mit einem

harten Kunststoff , scheiterten an der in dem großen Gelenk auftretenden starken Reibung.

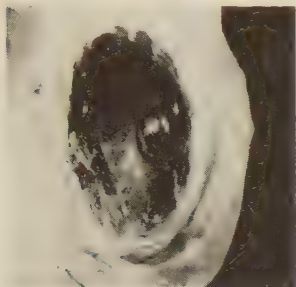


Abb. 11: Der Hüftdrehpunkt

DAS PROXIMALE FEINTEILENDE: Von dem natürlichen Oberschenkelbein wurde der Hals dicht hinter dem Trochanter maior (fossa trochanterica) und Trochanter minor abgetrennt. In einem schrägen Bohrkanal von oben innen nach unten außen, der mit der Oberschenkelchaftachse einen Winkel von 20° bildet, wurde ein Metallrohr mit Innengewinde M 8 von 40 mm Länge befestigt. In dieses Rohr ist eine Gewindestange aus Stahl eingeschraubt, die auf dem Gewinderohr mit einer Kontermutter in verstellbarer Länge festgehalten wird. Das proximale Ende der Gewindestange ist mit einer speziellen Metallkugel hart verlötet, die dem Kugelgelenk eines Photostativs entnommen ist. Da es kein komplettes Stativ - Kugelgelenk zu kaufen gibt, das einerseits die erforderliche Stabilität und andererseits das geringe zur Verfügung stehende Außenmaß aufweist, wurde der sog. Gelenkkorb,

der den Gelenkkopf sicher fixieren soll, selbst hergestellt. Zur Fixierung dienen zwei sich gegenüberliegende Stahlschrauben mit Innensechskantkopf, die mit einem entsprechenden Steckschlüssel bedient werden. Die Schrauben wirken über ein Keilsystem auf den Gelenkkopf, der hierdurch festgeklemmt werden kann.



Abb. 12: Der variable Schenkelhals

Das Gewindestück zusammen mit dem Kugelgelenk ermöglicht eine absolute Variabilität der Formfaktoren Antetorsion, Valgusstellung und Schenkelhalslänge und läßt sich in jeder gewünschten Stellung sicher fixieren.

Als Verbindung von Ober- und Unterschenkelbein fand ein sog. "physiologisches" Kniegelenk Verwendung. Aus starkem Dur - Aluminiumblech ist ein Gelenk gefertigt, das die physiologische Bewegung des Kniegelenks z w a n g s = l ä u f i g ausführen läßt. Dieses Gelenk ist jeweils in

einem sagittalen Schlitz im Femurkondylus bzw. Tibiakopf befestigt.



Abb. 13: Das "physiologische" Kniegelenk

Die jeweils zu prüfenden Muskelzüge wurden ursprünglich durch kräftige Stahlketten dargestellt, die mit Spannschrauben unter Zug gebracht wurden. Es stellte sich jedoch heraus, daß in diesem starren System, das durch das Spannen von mehreren Muskelzügen entstand, keine sinnvollen Messungen möglich waren. So haben wir statt der Stahlketten kräftige Schraubenfedern zwischengeschaltet. Die Entfernung zwischen Ursprung und Ansatz wird teilweise zusätzlich mit Ketten überbrückt.

Zur kontinuierlichen Längen - und Spannungsänderung wurden teils Doppelspannschrauben (mit einem Links - und einem Rechtsgewinde), teils einfache Spannschrauben ver-

wendet. Die distale Strecke des Iliopsoas wurde durch einen sehr kräftigen Nylanddraht dargestellt, der sehr gut über den künstlichen "Schenkelhals" gleitet. Der Iliopsoaszug wurde jedoch nicht zu seinem Ursprungsgebiet hochgezogen, da unter anderem Schwierigkeiten am vorderen Beckenrand z.B. durch Reibung aufgetreten wären. So wurde, wie aus der Abbildung ersichtlich ist, der Iliopsoaszug von seinem Hypomochlion am Beckenrand aus senkrecht hoch geführt an eine entsprechende Stahlbrücke und dort über den Federzug mit der Spannschraube befestigt.

An Ursprung und Ansatz der übrigen Muskelzüge befinden sich ebenso kräftige Schraubhaken, die mit einem Gewinde M 4 über Messingspreizdübel in den Knochen geschraubt sind. Aus Stabilitätsgründen wurde das os pubis mit einem kräftigen Aluminiumblech verstärkt, das das Foramen obturatum im vorderen medialen Bereich mit überdeckt. Ebenso wurde die Darmbeinschaukel verstärkt.

Um eine ausreichende Stabilität der Knochen und insbesondere der Verbindungen zwischen Metall und Knochen zu erzielen, wurde eine Zweikomponenten - Kunststoffmasse verwendet, die, in entsprechendem Verhältnis mitsammen vermischt, eine zähfließende weiße Masse ergibt, mit der auch teilweise der spongiöse Knochen ausgegossen wurde. Nach

dem Abbindungsvorgang ist diese Masse derart hart, daß sie nur durch Schleifen, Feilen oder Bohren weiterbehandelt werden kann.

Nun sollte ja die V e r t e i l u n g der Zugkräfte auf die jeweiligen Muskelzüge bei entsprechender Wahl der Formfaktoren und der Gelenkstellungen gemessen werden. Hierzu mußte in jeden Muskelzug ein Meßgerät zwischengeschaltet werden, das sich in Form und Größe dem Modell einfügen läßt und genügende Meßgenauigkeit erlaubt.

Die Meßgeräte, die alle selbst gefertigt wurden, bestehen aus einem Metallring, der von einem nahtlosen Mannesmann - Präzisionsrohr abgeschnitten wurde. Der Außendurchmesser beträgt 25 mm mit einer Toleranz von $\pm 0,08$, der Innendurchmesser 20 mm mit einer Toleranz von $\pm 0,08$, die Wandstärke also 2,5 mm. Die Ringe sind auf 5 mm Breite abgedreht. Zwei kleine Ringe mit Außendurchmesser 10 mm, Wandstärke 2,5 mm und 3 mm Breite wurden als Ösen, sich exakt gegenüberliegend und um 90° verdreht, außen auf den Ring hart aufgelötet.



Abb. 14: Meßring

Auf die beiden freien Schenkel des Meßringes wurden je zwei Dehnungsmeßstreifen aufgeklebt, und zwar je einer innen und einer außen, also insgesamt je vier pro Meßring, so, daß sich diese möglichst genau gegenüberliegen. Die Dehnungsmeßstreifen der Fa. HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK* haben ein Meßgitter von 3 x 4 mm, die Kunststoffträger sind so bemessen, daß sie dem Meßring gut angepaßt werden können. Sie wurden mit einem Zweikomponenten - Schnellklebstoff X 60 der Fa. Hottinger Baldwin aufgeklebt.



Abb. 15: Meßring mit
Dehnungsmeßstreifen

Ein Dehnungsmeßstreifen besteht aus einem feinen Draht, der in engen Schlingen auf eine entsprechende Kunststoff-folie aufgebracht ist. Durch geringste Dehnung dieses feinen Drahtes in der Längsrichtung wird der elektrische Widerstand erhöht (+), durch "Stauchung" in der Längsrichtung

*Die Dehnungsmeßstreifen wurden uns von Herrn Dipl.-Ing. W.SPITZ, Leiter des Büros München der Fa. HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK G m b h, DARMSTADT, kostenlos überlassen.

verringert (-). Durch die gewählte Anordnung der Dehnungsmeßstreifen auf dem Meßring erfahren die innen im Ring angebrachten Meßstreifen eine Dehnung (+), die außen befestigten eine Stauchung(-). Bei entsprechender Schaltung wird nun je ein Plus - Wert gegen einen Minus - Wert gemessen, wodurch eine erhebliche Verstärkung zu erzielen ist.

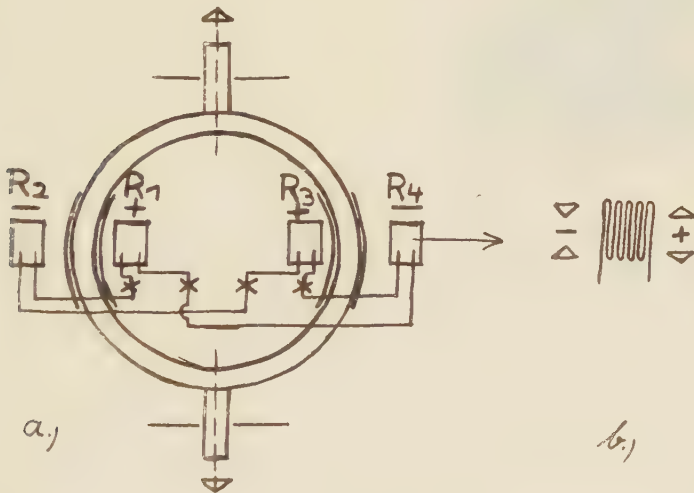


Abb. 16: a, Schaltschema, Vollbrückenschaltung
b, Drahtführung im Dehnungsmeßstreifen

Es wurden sieben solcher Meßgeräte (= Aufnehmer) angefertigt, so daß an unserem Modell 7 verschiedene Muskel=

züge gleichzeitig gemessen werden können. Nun wurde noch eine entsprechende Anschlußleiste für vier Lötstellen quer über den Meßring geklebt und zwar mit einem dazwischengelegten Schaumstoffstreifen, um den Meßring selbst nicht zu beeinflussen.

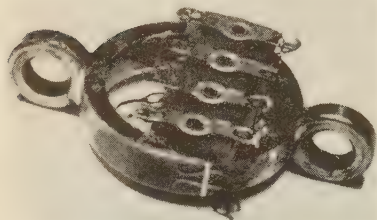


Abb. 17: Kompletter "Aufnehmer"

Die vier Anschlußstellen wurden über ein geeignetes Kabel jeweils mit der Buchse eines Tuchelsteckers fest verbunden. Die Buchsen sind in einer Holzplatte befestigt, die wiederum am Stativ seitlich angebracht ist. Ein weiteres Kabel mit Tuchelstecker ermöglicht es, die einzelnen Meßstellen wahlweise durch Umstecken mit der Meßbrücke zu verbinden. Es wurde ein SR - 4 STRAIN - INDICATOR TYPE N der Fa. BALDWIN - LIMA - HAMILTON* verwendet. Es ist ein batteriegespeicher manueller Kompensator, der höchste Meßgenauigkeit gewährleistet. Die an der Brückenschaltung des angeschlossenen

*Die Dehnungsmeßbrücke wurde uns durch Vermittlung von Herrn Dipl.-Ing. W.SPITZ von der Technischen Hochschule leihweise überlassen.

Aufnehmers auftretende Diagonalspannung wird durch eine Hilfsspannung, deren Größe als Maß für den Meßwert dient, kompensiert. Die Hilfsspannung läßt sich mit Hilfe der Abgleichelemente stufenweise und kontinuierlich definiert einstellen. Der eingebaute Oscillator liefert die Trägerfrequenz von 180 Hz zur Speisung der Brückenschaltung des Aufnehmers. Durch diese niedrige Trägerfrequenz ist es möglich, auf einen Phasenabgleich zu verzichten.

III. EICHUNG DER AUFNEHMER

Jeder Aufnehmer wurde geeicht, indem bekannte Gewichte an den Aufnehmer gehängt wurden. Die Widerstandsänderung wurde am Kompensator abgelesen und der Zahlenwert auf einem Koordinatensystem auf Millimeterpapier eingetragen. Zuerst wurde der Wert 0 (= ohne Belastung) festgestellt, sodann wurden geeichte Gewichte von 1, 2, 5, 10, 15, und 18 Kilogramm* an den Aufnehmer gehängt. Es wurden jeweils Kontrollmessungen, auch an verschiedenen Tagen, durchgeführt, die jedoch so unwesentliche Differenzen aufwiesen, daß diese graphisch überhaupt nicht zum Ausdruck kommen. Die

*Die geeichten Gewichte wurden uns freundlicherweise vom Eichamt München zur Verfügung gestellt.

Kurven sind linear, jedoch von etwas verschiedener Neigung, was auf die Toleranzen der Meßbringe zurückzuführen ist. (siehe Abb. 18)

Der Ausgangswert der Aufnehmer ist jeweils verschieden, da Dehnungsmeßstreifen verschiedener Sorten verwendet wurden, jedoch jeweils vier gleiche pro Aufnehmer. Zur Vereinfachung der Darstellung wurden die verschiedenen Ausgangswerte jedoch unberücksichtigt gelassen.

IV. DIE MESSUNG

Sämtliche für einen Versuch angeschlossenen Aufnehmer werden nacheinander durch den Tuchelstecker mit dem Kompensator verbunden. Um exakte Werte zu bekommen, wurden direkt vor oder nach jedem Versuch die $u_{nbela}st$ e n Meßwertaufnehmer mit dem Kompensator mit Hilfe von Stufenschalter und Feinregler abgeglichen. Hierzu wird die Differenz zwischen Brückendiagonalspannung des Aufnehmers und eingestellter Hilfsspannung über den im Kompensator eingebauten mehrstufigen, selektiven Transistorverstärker verstärkt und anschließend phasenabhängig gleichgerichtet. Die Anzeige erfolgt auf dem eingebauten Nullinstrument. Der Abgleich ist dann durchgeführt, wenn dieses Instrument Null anzeigt. Bei der Messung ergibt sich durch die Belastung des Meßwertaufnehmers eine Änderung der Diagonalspannung,

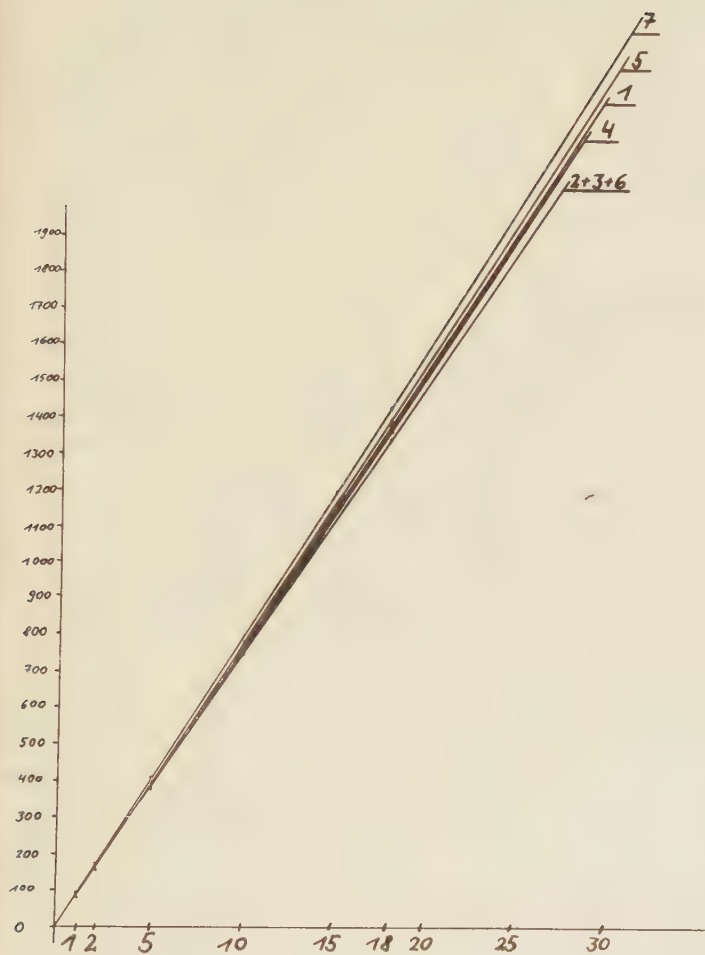


Abb. 18: Eichkurven der sieben Aufnehmer

der Kompensator wird erneut abgeglichen. Die an den Abgleichknöpfen gefundene Einstellung zeigt als Differenz zur Ausgangsstellung vor der Belastung des Meßwertaufnehmers den Meßwert. (Die Zahlen sind in Microinches per inch angegeben). Nach der Zahlendifferenz wird aus der Eichkurve die Zuglast in Kilogramm abgelesen.

V. UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE

Mit dem beschriebenen Versuchsmodell haben wir eine derartige Vielzahl von Kombinationsmöglichkeiten, daß wir uns vorerst auf ein uns besonders wesentlich erscheinendes Problem beschränkt haben. Wie bereits anfangs erwähnt, ist es ein ungelöstes Problem, wie es bei den spastisch gelähmten Kindern zu der häufig beobachteten Innenrotationskontraktur bei gleichzeitiger Adduktions - und Beugekontraktur der Hüfte kommt.

Zwölf spastisch gelähmte Kinder verschiedenen Alters, die die erwähnten Kontrakturen aufwiesen, wurden untersucht. Die Formfaktoren Antetorsion und Schenkelhalswinkel wurden röntgenologisch nach der von E.M.MÜLLER angegebenen Methode vermessen. Die gewonnenen Werte wurden nach der Korrekturzahlentabelle nach RIPPSTEIN (aus LANGE,M.) umgerechnet und so die reellen Werte für Antetorsion und Schenkelhalswinkel bestimmt.

Nr.	Name Alter	Röntgen= A.T.W. ⁰	Röntgen= S.H.W. ⁰	Reeller A.T.W. ⁰	Reeller S.H.W. ⁰	Hüft= pfanne
1	Sch.M.	32	146	42	136	0
	12 J.	27	150	37	142	0
2	K.A.	47	143	56	124	0
	4 J.	40	150	52	135	0
3	G.W.	50	148	60	127	1
	4 J.	45	142	54	126	1
4	G.B.	45	173	75	153	0
	12 J.	43	174	75	153	1
5	K.R.	28	149	38	141	2
	7 J.					
6	M.P.	35	145	45	134	0
	5 J.	30	132	36	126	0
7	H.G.	36	156	51	142	1
	13 J.	35	156	50	142	1
8	B.P.	30	137	37	130	0-1
	13 J.	22	140	28	135	0-1
9	B.E.	35	162	54	149	0
	6 J.	50	168	71	143	0
10	T.M.	53	167	72	140	0
	14 J.	53	158	65	132	1
11	M.W.	44	152	55	135	0
	19 J.	44	146	54	131	1
12	A.A.	30	165	53	156	0
	8 J.	45	165	65	144	0
10 J.		A.M.		53,2	138	

Abb. 19

Bei den untersuchten Kindern waren jeweils beide Hüften beteiligt. Bei Kind Nr. 5 wurde die linke Seite unberücksichtigt gelassen, weil hier bereits eine Adduktions- und Derotationsosteotomie sowie eine Beckenosteotomie durchgeführt war. Es waren also 23 Hüften mit einem Durchschnittsalter von 10 Jahren, die im MITTEL eine reelle Antetorsion von 53,2 Grad und einen reellen Schenkelhalswinkel von 138 Grad aufwiesen. Allen Kindern gemeinsam war eine Innenrotationsstellung von durchschnittlich 25 Grad, Hüftbeugekontraktur von 170 bis 160 Grad und eine Adduktionskontraktur. Außerdem wiesen diese Kinder eine mehr oder minder starke Kniebeugekontraktur auf, die jedoch hier vorerst unberücksichtigt bleiben soll. In der letzten Spalte der Abb. 19 ist noch der Zustand der Pfanne vermerkt, wobei 0 = normale Pfanne, 1 = steile - kleine Pfanne, 2 = Subluxation bedeutet.

An dem Hüftmodell wurden zuerst normale Formfaktoren des oberen Femurendes eingestellt: Beckenneigung 58° , A.T.W. 12° , S.H.W. 128° , Schenkelhalslänge 50 mm. Folgende Muskelzüge wurden eingestellt: 1., Glutaeus medius (vorderer Teil), 2., Glutaeus maximus, 3., Adduktoren, 4., Rectus femoris. Das Bein wurde in Stellung 0 gebracht (d.h. Beugung = Adduktion = Kreiselung = 0) dadurch, daß die Züge 1 bis 4 entsprechend gespannt wurden. (Siehe Abb. 9 und 10, Seite 34)

Dabei wurde zuerst eine möglichst geringe Spannung gewählt, in der die Stellung 0 gehalten werden konnte. In weiteren Messungen wurden die Spannungen jeweils beliebig erhöht, jedoch immer das Bein in Stellung 0 gebracht.

Spannung	I		II		III		IV		A.M.
1.Glut.med.	2,48	1,53	3,01	1,59	3,40	1,40	3,66	1,36	1,47
2.Glut.max.	1,62	1	1,89	1	2,43	1	2,70	1	1
3.Addukt.	3,57	2,20	4,36	2,31	5,02	2,07	5,68	2,10	2,17
4.Rect.fem.	2,32	1,43	2,71	1,43	3,74	1,54	4,38	1,62	1,50
	kg.	Verh.	kg.	Verh.	kg.	Verh.	kg.	Verh.	Verh.

Abb. 20

Die Abbildung 20 gibt die gewonnenen Werte wieder, und zwar in Kilogramm sowie im Verhältnis der vier Züge zueinander, wobei der Wert des Glutaeus maximus als 1 angenommen wurde, da er jeweils den kleinsten Wert abgab. In der äußersten rechten Spalte ist das arithmetische Mittel der Verhältniszahlen aus den vier verschiedenen Spannungen wiedergegeben. Somit ist es also mit dem vorliegenden Modell möglich, die Verteilung von entsprechend gewählten Zugkräften bei bestimmten Formfaktoren und Stellungen zu messen.

Nun wurden die in Abbildung 19 wiedergegebenen Mittelwerte der Formfaktoren für Antetorsion und Schenkelhalswinkel, die wir aus 23 Werten ermittelt haben, an unserem Modell

eingestellt. Also Antetorsion 53° und Schenkelhalswinkel 138° . Die Schenkelhalslänge wurde wieder auf 50 mm eingestellt. Die Muskelzüge wurden wie bei dem oben beschriebenen Versuch belassen. Dabei kam das Bein in eine Stellung von etwa 20° Innenrotation, 10° (170°) Beugung und geringe Abduktion von ca. 3° . Wurde nun der Adduktorenzug weiter angespannt, so resultierte eine Adduktion und weitere Beugung bei gleichbleibender Innenrotation. Verminderte man den Zug des Glutaeus maximus, so nahm die Beugung und die Innenrotation zu. (siehe Abb. 21 und 22)

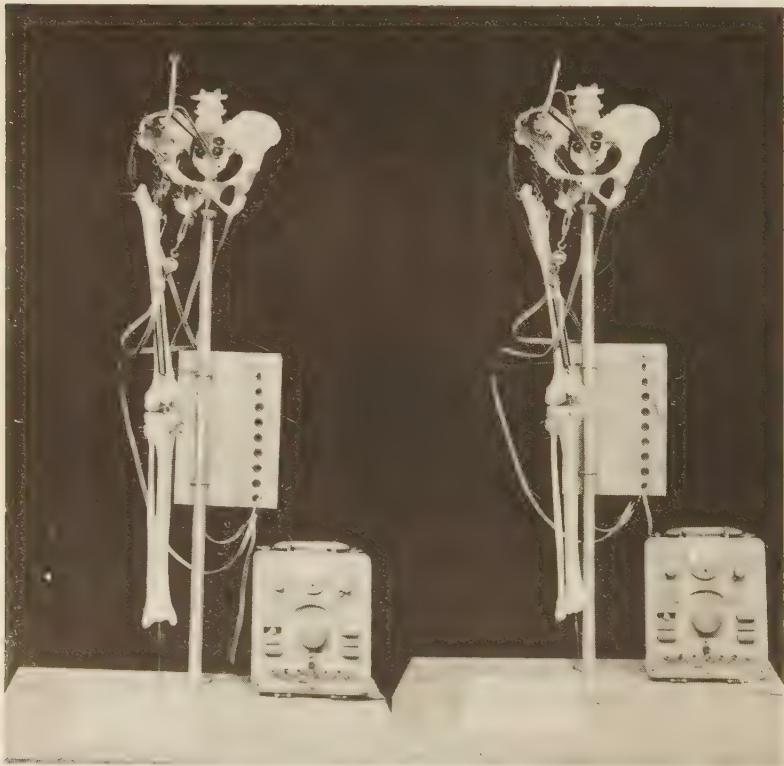


Abb. 21

Abb. 22

Dies sind also Stellungen, wie wir sie bei unseren untersuchten Spastikern klinisch vorfinden.

Es ist nun folgende Beobachtung zu machen: durch die reine Antetorsion von 53° , bei Normalstellung des Beines, wandert der Trochanter maior mit dem Schenkelbein (ohne Rotation!) nach h i n t e n - m e d i a l. Betrachtet man hierbei die Änderung der Verlaufsrichtung unserer vier Muskelzüge, so ergibt sich folgendes:

1. Glutaeus maximus: Die wirksame Zugrichtung verläuft in einem spitzen Winkel zum Schenkelbein, sodaß sich der Wirkungsgrad verschlechtert, außerdem nähern sich Ursprung und Ansatz, woraus eine weitere relative Insuffizienz des Glutaeus maximus resultieren dürfte.

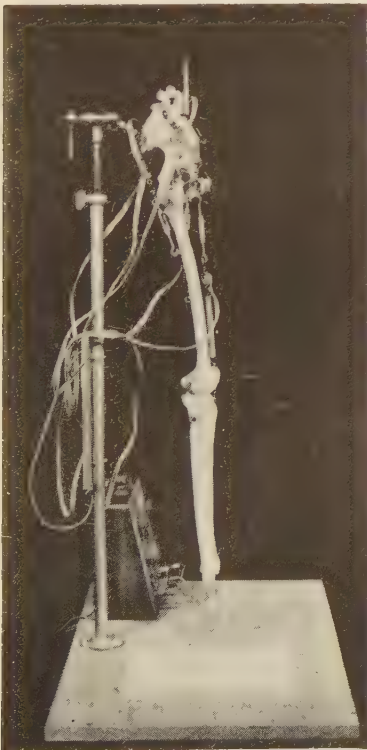


Abb. 23

2. Glutaeus medius(vorderer Anteil): Durch die Rückversetzung des Trochanter maior wird der Winkel zwischen Zugrichtung und Rotationsachse vergrößert, was bedeutet, daß die i n n e n r o t a t o r i s c h e Wirkung des vorderen Muskelanteils verbessert wird, außerdem auch die medialen Muskelanteile, die bei normalen Formfaktoren rein abduktorisch wirken, eine Innendrehwirkung bekommen. Des weiteren wird die Entfernung von Ursprung und Ansatz im vorderen Anteil verlängert, woraus sich auch noch eine verstärkte Zugwirkung herleiten läßt.

3. Adduktoren: Durch die Versetzung des Schenkelbeines nach hinten ist auch das Ansatzgebiet der Adduktoren nach hinten gewandert. Hierdurch bekommen diese eine zusätzliche b e u g e n d e Wirkung.

4. Rectus femoris: Die wirksame Zugrichtung wird nicht wesentlich verändert, sodaß er sich mehr oder minder neutral verhält.

Wir stießen nun auf das Kernproblem der spastischen Hüfte: W i e k o m m t e s z u r A n t e t o r s i o n u n d g l e i c h z e i t i g z u r I n n e n r o t a t i o n , B e u g u n g u n d A d d u k t i o n ? Weitere Meßversuche an unserem Modell erschienen uns vor Klärung dieses Problems nicht sinnvoll.

Auf den Röntgenaufnahmen der Hüften von Spastikern ist regelmäßig zu beobachten, daß der T r o c h a n t e r m i n o r deutlich vergrößert beziehungsweise stark ausgezogen ist. Er zeigt dabei (nach Korrektur der Innenrotation!) etwa nach medial.



Abb. 24: Typischer Röntgenbefund des Hüftgelenks eines Spastikers.

Läßt man die Innenrotation unberücksichtigt, so zeigt er nach m e d i a l - h i n t e n. Dieser Befund ist auch bei der Operation einer spastischen Hüfte anzutreffen. Diejenige Kraft, die den Trochanter minor in die beschriebene Stellung zieht, kann gleichzeitig die Ante torsion bewirken. Projiziert man das Hüftgelenk in die Horizontalebene, so bekommt man am besten eine Vorstellung des sich abspielenden Mechanismus.

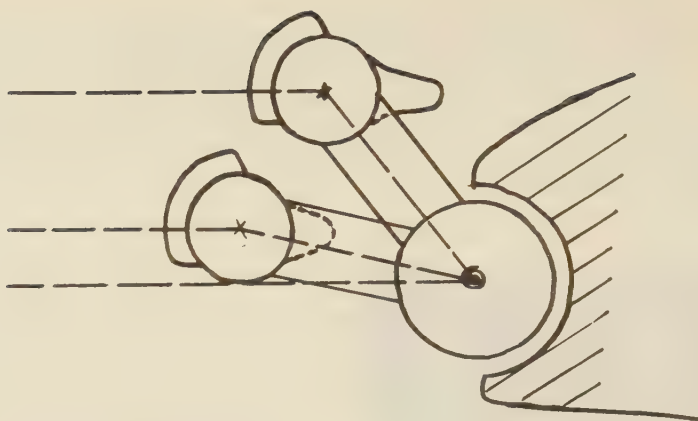


Abb. 25: Die Antetorsion

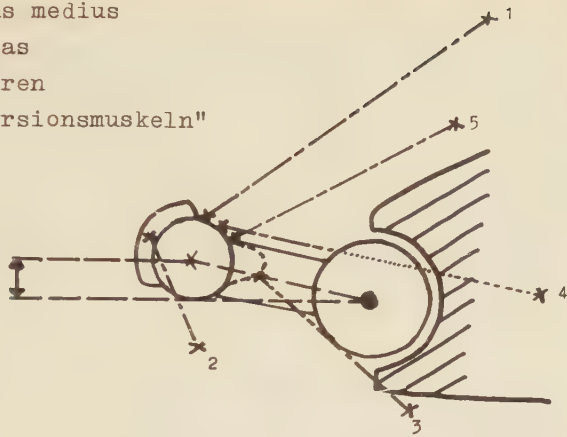
Theoretisch kämen hierfür diejenigen Muskeln in Frage, die die aufgezeigte Verlaufsrichtung haben. Das wären: *M. quadratus femoris*, *M. obturator internus*, *M. gemellus inferior*, vielleicht auch noch *M. obturator externus*, *M. gemellus superior* und *M. piriformis*. Den Anatomiebüchern nach setzen zwar all diese Muskeln nicht direkt am Trochanter minor an, sie haben jedoch eine enge Beziehung zu ihm. Die Tatsache, daß der Trochanter minor kräftig nach hinten - medial ausgezogen ist, spricht jedenfalls dafür, daß zumindest einer dieser Muskeln sein Ansatzgebiet, eventuell unter Einwirkung der Spastik, verbreitert und den Trochanter minor mit einschließt. (Siehe Abb. 26a und b)

1. Glutaeus maximus
2. Glutaeus medius
3. Iliopsoas
4. Adduktoren
5. "Antetorsionsmuskeln"

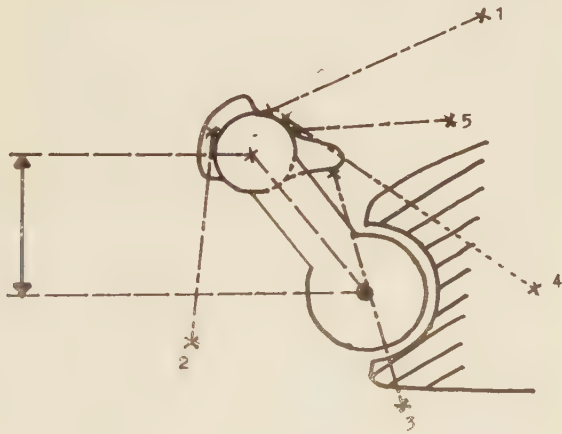
c.)

Abb. 26

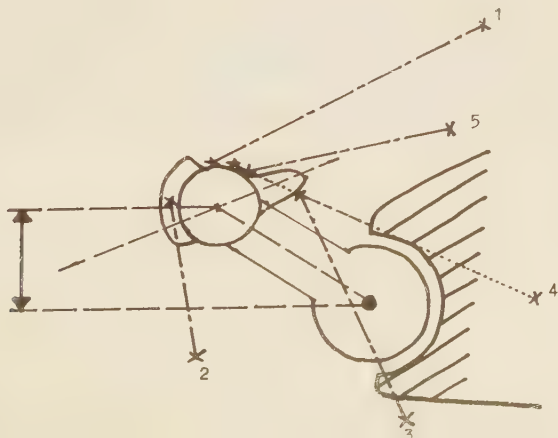
a.)



b.)



c.)



Wie oben bereits dargestellt, bekommt der *M. gluteus medius* (und in ähnlicher Weise wohl auch der *M. tensor fasciae*) durch die Antetorsion eine erheblich vermehrte Innendrehwirkung. Diese könnte einesteiis verhindern, daß es statt der Antetorsion zu einer zumindest teilweisen Außenrotation kommt, andernteils dürfte diese für die tatsächlich vorhandene Innendrehstellung verantwortlich sein. Das heißt, daß sich ein gewisser Gleichgewichtszustand einstellt zwischen antetorquierend wirkenden Muskeln einerseits und verstärkt innenrotatorisch wirkenden Muskeln andererseits. Hieraus resultiert wiederum, daß die gefundene Antetorsion am Hüftgelenk sich nicht voll auswirkt, da ein Teil durch Innenrotation kompensiert wird. (Siehe Abb. 26c) Hinzu kommt, daß durch die unbestrittene Spastik oder Kontraktur der Adduktoren, das Schenkelbein nicht nur adduziert, sondern, wie oben beschrieben, auch etwas gebeugt wird. Die Adduktoren bewirken gleichzeitig, daß die innenrotatorische Komponente des *M. Gluteus medius* überhaupt zum Tragen kommt, sie stellen den Gegenzug dar, der verhindert, daß das Bein in Abduktion ausweicht. So kommt das Oberschenkelbein zwangsläufig in die Stellung, die wir bei Spastikern mit starker Antetorsion tatsächlich vorfinden.

Um den hier aufgezeigten Entstehungsmechanismus der Antetorsion und Innenrotation bei der spastischen Hüfte unter

Beweis stellen zu können, wird es notwendig sein, bei Operationen an der spastischen Hüfte das Augenmerk auf die bisher stark vernachlässigten Mm.obturatorii, gemelli, quadratus femoris und piriformis zu lenken. Vielleicht wird es auch möglich sein, durch elektromyographische Untersuchungen das Verhalten dieser Muskeln bei der spastischen Hüfte zu klären.

Nach unseren Versuchen und Überlegungen am Modell scheint der M.iliopsoas nicht die ihm beim Spastiker zuletzt zugeordnete wesentliche Rolle zu spielen. Allein die Tatsache, daß der Trochanter minor, sowohl auf speziell angefertigten seitlichen Röntgenaufnahmen, als auch während der Operation am Hüftgelenk, immer weit hinten gefunden wird, spricht gegen einen wesentlichen spastischen Muskelzug. Seinem Verlauf entsprechend dürfte der M.iliopsoas der Antetorsion sogar entgegenwirken! Bei normalen Formfaktoren des oberen Femurendes projiziert sich sein Verlauf in der Horizontalebene lateral der Rotationsachse. Dies bedeutet, daß er den Trochanter minor außen an der Rotationsachse vorbeizieht, was wiederum eine Wirkung im Sinne der Innenrotation oder Retrotorsion hat. (Siehe Abb. 26a) Außerdem dürfte er durch seinen Verlauf um den vorderen Schenkelhalsbereich diesen nach hinten

drängen, was wiederum im Sinne der Retrotorsion wäre. Bei bestehender Antetorsion (und Verlängerung des Trochanter minor) verlagert sich sein Ansatz nach medial, wodurch seine Verlaufsprojektion sich der Rotationsachse immer mehr nähert. Projiziert sich der Verlauf des M. iliopsoas auf die Rotationsachse, so verliert er jegliche rotatorische Wirkung. (Siehe Abb. 26 b und c)

Der bei der Antetorsion stark nach vorne herausgedrehte Hüftkopf dürfte durch den M. iliopsoas sogar in die Pfanne zurückgedrängt werden.

Ob und wie weit nun noch die medialen und die lateralen Kniebeuger einen Einfluß auf die Änderung der Formfaktoren des oberen Femurendes bei der spastischen Hüfte haben, soll weiteren Untersuchungen vorbehalten bleiben. Es ist jedoch aufgrund deren Zugrichtung anzunehmen, daß diese Muskeln primär keinen wesentlichen Einfluß darauf haben, sondern sekundär diese Muskeln nach Änderung der Formfaktoren und der Stellung des oberen Femurendes eine vermehrte beugende Wirkung auf das Kniegelenk bekommen.

D. BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE ANHAND DER LITERATUR.

Bei unseren 23 röntgenologisch untersuchten spastischen Hüften mit Beuge - Anspreiz - Innendrehkontraktur fanden wir im Mittel eine Antetorsion von 53° und eine Valgität von 138° bei einem Durchschnittsalter von 10 Jahren. Nach der Tabelle von V.LANZ (S.10) beträgt der durchschnittliche Schenkelhalswinkel für das 9. bis 13. Lebensjahr 134° . Die Valgität ist also hier nicht wesentlich vermehrt. Dagegen besteht eine erhebliche Vermehrung der Antetorsion, die V.LANZ für das 10. bis 14. Lebensjahr mit 18° angibt (S.15). Somit muß man THOM zustimmen, der der Ansicht ist, daß es bei der spastischen Lähmung wohl in erster Linie zu einer Coxa antetorsa und weniger zu einer Coxa valga kommt (S.13).

HAU, der der Meinung ist (S.13), die Antetorsion würde beim Zustandekommen der spastischen Luxation keine so wesentliche Rolle spielen, da die Antetorsionsstellung im Hüftgelenk durch Innenrotation wieder aufgehoben würde, ist entgegenzuhalten, daß erstens nur etwa knapp die Hälfte des Antetorsionswinkels durch Innenrotation kompensiert wird, zweitens auch durch die diese Innenrotation bewirkenden Kräfte der Hüftkopf gegen den vorderen oberen Pfannenrand gepreßt wird.

Als Ursache für die Entstehung der Antetorsion machen wir die Mm.obturatorii, gemelli, quadratus femoris und

piriformis verantwortlich, die gleichzeitig den Trochanter minor nach hinten - medial ziehen, eine Tatsache, die in der Literatur u. E. bisher nicht berücksichtigt wurde. Als Gegenzug wirkt der vordere M.glutaeus medius und Tensor fasciae, welche wiederum durch die Adduktoren verspannt werden. In der Literatur wird hingegen als Ursache hierfür allgemein ein Überwiegen der Adduktoren und Innenrotatoren über die Abduktoren und Außenrotatoren genannt (S.6).

Die seit langem umstrittene Funktion des M.Iliopsoas dürfte nach unseren Überlegungen beim Entstehen der Fehlstellung des oberen Femures beim Spastiker keine aktive Rolle spielen. Der M. I l i o p s o a s m ü ß t e, im Gegenteil, d e r A n t e t o r s i o n e n t g e g e n w i r k e n. Im übrigen hat er bei Normalstellung im Hüftgelenk und normalen Formfaktoren, d.h. dann, wenn seine Verlaufsprojektion in der Horizontalebene l a t e r a l der Rotationsachse zu liegen kommt, eine i n n e n k r e i s s e l n d e W i r k u n g, die abnimmt, je mehr sich diese Projektion der Rotationsachse nähert. Kommt die Verlaufsprojektion m e d i a l der Rotationsachse zu liegen, bekommt der M.Iliopsoas eine a u ß e n k r e i s e l n d e W i r k u n g. Diese bedeutet jedoch nicht, wie BERNBECK angibt (S. 12), gleichzeitig eine Antetorsionswirkung, da

der Trochanter minor einerseits auch bei Außenrotationswirkung durch den M.iliopsoas nach v o r n e gezogen wird, andererseits noch der Hüftkopf von ihm nach hinten in der Pfanne zurückgehalten wird.

Daß das wirksame Drehmoment bei g e s t r e c k t e m Hüftgelenk aus der Normalstellung für die Innenkreiselung des Iliopsoas recht ungünstig ist, dieses aber bei leichter Beugung zunimmt, um bei starker Beugung um 90° wieder auf geringste Werte abzusinken, wurde von V.LANZ und HENNIG überzeugend dargestellt (S. 21). Wenn TÖNNIS (S.25 - 26) nun bei elektromyographischen Untersuchungen des M.iliopsoas in Streckstellung von 180° und Beugung von 90° kaum eine elektrische Aktivität bei Rotationsbewegungen verzeichnen konnte, so dürfte dies nicht überraschen. Darüber hinaus sind die Formfaktoren des oberen Femurendes seiner Versuchspersonen nicht angegeben und demnach auch nicht festgestellt. Deren wesentlicher Einfluß auf die Kreiselwirkung des M.iliopsoas ist jedoch nicht zu übersehen. Der Schluß, den TÖNNIS aus seinen Untersuchungen zieht, daß es nämlich als ausgeschlossen angesehen werden dürfe, daß der M.iliopsoas eine innenrollende Funktion hat, dürfte jedenfalls unzutreffend sein.

Eine Diskussion der heute üblichen Operationsmethoden dürfte erst dann sinnvoll sein, wenn die hier aufgezeigten für die Antetorsion verantwortlichen Kräfte näher analysiert

sind. Man darf jedoch annehmen, daß sich eine erfolgreiche Operation in erster Linie mit den die Antetorsion bewirkenden Muskeln befassen muß, des weiteren durch eine geeignete Osteotomie die vorhandene Fehlstellung des oberen Femures zu beseitigen wäre. Welche Maßnahmen nun im einzelnen geeignet sind, einen Gleichgewichtszustand der auf das Hüftgelenk einwirkenden spastisch veränderten Muskulatur zu schaffen, wird sich also erst zu einem späteren Zeitpunkt klären lassen.

E. ZUSAMMENFASSUNG

Das Problem der spastischen Kontrakturen im Bereich des Hüftgelenks, die klinisch als Beuge - Anspreiz - Innendrehstellung imponieren, wurde zunächst anhand der Literatur dargestellt. Wie es zu dieser Fehlstellung kommt, konnte nicht geklärt werden. Die Coxa valga wird primär für die Fehlstellung, die letztlich zur Luxation führen kann, verantwortlich gemacht.

Die röntgenologische Untersuchung von 23 spastisch veränderten Hüften ergab, bei einem Durchschnittsalter von 10 Jahren, eine Antetorsion von 53° , wogegen die Valgität lediglich 138° betrug.

An einem besonders präparierten verstellbaren Modell des Hüftgelenks, das mit Dehnungsmeßgeräten zum Messen der Verteilung der Muskelkräfte bei entsprechend eingestellten Formfaktoren bestückt war, wurden die gewonnenen Winkel für Antetorsion und Schenkelhalswinkel eingestellt.

Dabei kam man zu folgenden Ergebnissen:

1. Der Trochanter minor zeigt bei der spastischen Coxa antetorsa nach medial - hinten. Diejenige Kraft, die den Trochanter minor in diese Stellung zieht, kann gleichzeitig die Antetorsion bewirken. Theoretisch kämen hierfür folgende Muskeln in Frage: quadratus femoris, obturator internus, gemellus inferior, außerdem noch obturator exter-

nus, gemellus superior und piriformis.

2. Durch die Antetorsion wird der Schenkelschaft und der Trochanter maior nach hinten verlagert, wodurch der M. gluteus medius eine verstärkte Innendrehwirkung bekommt. Ähnlich dürften die Verhältnisse für den M. tensor fasciae gelten. Durch die vermehrte Innendrehwirkung wird erstens z.T. die Antetorsion erst ermöglicht, da sonst eine teilweise Außenrotation resultieren würde, zweitens die Innendrehstellung erzeugt.
3. Die Adduktoren bekommen, ebenfalls durch die Verlagerung des Schenkelschaftes nach hinten, eine zusätzliche Beugewirkung, im übrigen stellen sie den Gegenzug zum M. gluteus medius dar, damit dessen innenrotatorische Komponente wirksam werden kann.
4. Der M. iliopsoas spielt bei der Verursachung der Antetorsion und Innenrotationsstellung beim Spastiker keine aktive Rolle, sonst dürfte man den Trochanter minor nicht weit hinten vorfinden. Bei normalen Formfaktoren des oberen Femures hat der M. iliopsoas eine innenkreiselnde Wirkung. Wird sein Ansatz nach medial verschoben, so, daß seine Verlaufsprojektion in der Horizontalebene medial der Rotationsachse zu liegen kommt, so hat er eine außenkreiselnde Wirkung. Beide Male jedoch zieht er den Trochanter minor nach vorne, was einer Retrotorsionswirkung entspricht. Eine Antetorsionswirkung hat er in keiner Lage.

F. LITERATURVERZEICHNIS

- (1) BERNBECK, R. Die pathologische Femurtorsion und Coxa valga.
Z.f.Orthop. 78, 303 (1949)
- (2) BOHNE, O.S. Handbuch der Orthopädie, Bd. IV./1.
Thieme Verl. Stuttgart (1961)
- (3) BRAGARD Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 20, 156 (1925)
- (4) BRANDES Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 17, 226 (1922)
- (5) BRANDES 30, 401 (1936)
- (6) BRANDES Zbl. Chir. 53, 2412 (1926)
- (7) FRANCILLON, M.R. Die Knieflexoren in kinetischer und phylogenetischer Betrachtung.
Z.f.Orthop. 72, 122 (1941)
- (8) GAUGELE, K. Z.f. orthop. Chirurg. 17, 342 (1906)
- (9) GHERLINZONI, G. Trattamento della Lussazione
PAIS, C. Patologica dell'Anca.
Chir. org. movim. 34, 335 ; 1950)
- (10) GÖB, A. Die Rehabilitation 3, 178 (1966)
- (11) HACKENBROCH, M. Zbl. Chir. 53, 2411 (1926)
- (12) HACKENBROCH, M. Die Aufgaben des Arztes und Orthopäden in der Eingliederung des Spastikers.
Jb. d. Förs. f. Körperbeh. (S. 36)
- (13) HAGLUND Prinzipien der Orthop.
Fischer, Jena (1923)
- (14) HALLERVORDEN, J. zit. nach LANGE, M.
- (15) KAISER, G. Kritische Stellungnahme zum Problem der Torsion am proximalen Femurende.
Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 49, 177 (1961)
- (16) KÜHNE, B. Paralytische und spastische Hüftluxationen.
Arch. orthop. Mechanotherap. 13, 111
(1914)
- (17) LANGE, F. Z.f. Orthop. 41, 147 (1921)

- (18) LANGE, M. Klinik und Behandlung zerebralgelähmter Kinder.
Lehrbuch d. Orthop. II, 1, 196 (1965)
- (19) LANZ, T. v. Praktische Anatomie I/4
WACHSMUTH, W. Berlin 1938
- (20) LANZ, T. v. Anatomische und entwicklungsge-
schichtliche Probleme am Hüftgel.
Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 79, 7 (1950)
- (21) LANZ, T. v. und Die Rollwirkungen des M. iliopsoas
HENNIG, A. und Femurtorsion.
Z. f. Anat. Entw. Gesch. 117/382 (1953)
- (22) LANZ, T. v. und Die Rollwirkungen des M. iliopsoas
HENNIG, A. in ihrer Abhängigkeit vom Schen-
kelhalswinkel.
Acta Anat. 24/5 (1955)
- (23) LANZ, T. v. und Rollwirkungen des M. Adduktor magnus
HENNIG, A. Acta Anat. 30/420 (1957)
- (24) LANZ, T. v. und Rollwirkungen des Systems der
HENNIG, A. Membrana vasto - adduktoria.
Morpholog. Zt. 99/II/262 (1958)
- (25) LINDEMANN, K. Die infantilen Zerebralaparesen.
Thieme Verl. Stuttgart 1963
- (26) LINDEMANN, K. Das Wachstum des Schenkelhalses
bei der sog. Entlastungs - Coxa
valga.
Z. f. Chirurg. 228, 249 (1930)
- (27) LORENZ, A. Die sog. angeborene Hüftgelenks-
verrenkung, ihre Pathologie und
Therapie.
F. Enke, Stuttgart 1920
- (28) MATHEWS, S. M. Amer. I. phys. Med. 32, 213 (1953)
JONES, M. H.
SPERLING, S. C.
- (29) MAU, H. Hüftverrenkung und Little'sche
Krankheit.
Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 41/265 (1953)
- (30) MAU, H. Die Hüftgelenkveränderungen bei
spastischen Lähmungen.
Z. f. Orthop. 84, 407 (1954)

- (31) MÜLLER, M. E. Die hüftnahen Femurosteotomien.
Thieme Verl. Stuttgart 1957
- (32) MÜLLER, M. E. Radiol. clin. 26/344 (1957)
- (33) PAUWELS, F. Zur Frage der den Schenkelhals
aufrichtenden Kräfte.
Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 30 (1935)
zit. nach LANGE, M.
- (34) PHELPS, W. M. Lehrbuch und Atlas der Anatomie
des Menschen, Bd. I. 17. Aufl.
Thieme Verl. Leipzig 1947
- (35) RAUBER-KOPSCH Zbl. Chir. 62, 1666 (1935)
- (36) RÖDERER Orthopädische Studie über hemi=
plegia spastica infantilis.
Supplement V, Acta chir. scand. (1924)
- (37) SILFVERSKIÖLD Untersuchung zur Entstehung der
Coxa valga.
Arch. orthop. Chirurg. 32, 32 (1932)
- (38) SIMONS, B. L. Atlas der deskriptiven Anatomie
des Menschen, Bd. I. 15. Aufl.
Urban-Schwarzenberg 1957
- (39) SOBOTTA, I. Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 49, 141 (1961)
- BECHER, H. Antetorsion, Retroversion und
Entstehungsmechanismus der Hüft=
verrenkung.
Z. f. Orthop. 79, 282 (1950)
- (40) SCHLEGEL, K. F. Das Hüftgelenk als Organ u. Funkti=
on.
Arch. Phys. Ther. 4 (1952)
- (41) STORCK, H. J. Bone Surg. 38A, 1358 (1956)
- (42) STORCK, H. Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 49, 166 (1961)
- zit. nach LINDEMANN, K.
- (43) TACHDJIAN, M. O. Münch. med. Wschr. 15, 794 (1911)
- MINEAR, W. L. Z. f. orthop. Chirurg. 15, 118 (1900)
- (44) THOM, H.
- (45) WAMBSTAL
- (46) WEBER, S.
- (47) WOLLENBERG, C. A.

NACHWORT

Herrn Privatdozent Dr. Göb danke ich für die Überlassung des Themas und Herrn Dr. Zellger und Herrn Engelhart von der Technischen Hochschule München für die Beratung in den elektrotechnischen Fragen. Besonders herzlich möchte ich Herrn Dipl.-Ing. Spitz, dem Leiter des Büros München der Fa. Hottinger Baldwin Messtechnik Darmstadt, für die großzügige Unterstützung danken, die er dieser Arbeit zukommen ließ.

LEBENSIAUF

Am 18.10.1933 wurde ich, Christoph Albert Paul Burges, in München als Sohn des Kaufmanns Albert Burges und seiner Ehefrau Maria, geb. Gradinger, geboren. Von 1939 bis 1942 besuchte ich die Volksschule in München - Solln, von 1942 bis 1943 die Volksschule in Rottach - Egern. Von 1943 bis Kriegsende war ich als Gastschüler an verschiedenen Humanistischen KLV - Lagerschulen am Tegernsee. Nach dem Kriege besuchte ich kurz das Theresiengymnasium in München, um dann bis zum Abitur 1953 am Humanistischen Gymnasium Ernst Adam in München - Gern zu bleiben.

Von 1953 bis 1959 studierte ich an der medizinischen Fakultät der Ludwig - Maximilian - Universität, München. Im Frühjahr 1956 legte ich das Physikum ab, das Staatsexamen bestand ich im Juli 1959. Die vorgeschriebene Medizinalassistentenzeit leistete ich von Ende 1959 bis August 1962 ab, wobei ich ein halbes Jahr eine Tätigkeit in der pharmazeutischen Industrie einschob. 1963 war ich mehrere Monate als ziviler Vertragsarzt bei der Bundeswehr tätig, die übrige Zeit war ich Assistent in der Chirurgischen Universitätsklinik München. Seit Januar 1964 bin ich als Verwalter einer Assistentenstelle an der Orthopädischen Poliklinik der Universität München tätig, um dort Ende 1967 meine Ausbildung als Facharzt für Orthopädie abzuschließen.

1958 heiratete ich, die Ehe wurde 1962 geschieden. Aus dieser Ehe stammen zwei Kinder. Meine zweite Ehe ging ich 1963 ein, aus dieser Ehe stammen ebenfalls zwei Kinder.

